

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik  
der Ludwig-Maximilians-Universität München

Direktor: Prof. Dr. med. dent. Daniel Edelhoff

# Charakterisierung von verstärkten glasbasierten Dentalkeramiken

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde

an der Medizinischen Fakultät der

Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Martyna Musik

aus Bytom/Beuthen

2016

**Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München**

**Berichterstatter:** PD Dr. Dipl. Ing. (FH) Bogna Stawarczyk, MSc

**Mitberichtserstatter:** Prof. Dr. Dr. Christoph Pautke

Prof. Dr. Jürgen Manhart

**Dekan:** Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

**Tag der mündlichen Prüfung:** 14.12.2016

Meinen lieben Eltern

sowie

meinen Großeltern

gewidmet

## INHALTSVERZEICHNIS

<b>Inhaltsverzeichnis .....</b>	<b>IV</b>
<b>1 Einleitung.....</b>	<b>1</b>
<b>2 Literaturübersicht .....</b>	<b>3</b>
<b>2.1 Glasbasierte Keramiken in der Zahnheilkunde.....</b>	<b>3</b>
2.1.1 Zusammensetzung glasbasierter Keramiken .....	3
2.1.2 Die gängigsten glasbasierten Keramiken .....	5
2.1.2.1 Leuzitverstärkte Keramik .....	5
2.1.2.2 Lithium-(Di)silikat verstärkte Keramik .....	5
2.1.3 Verarbeitung glasbasierter Keramiken .....	6
2.1.3.1 Presstechnologische Fertigung .....	6
2.1.3.2 Maschinelle Fertigung .....	9
<b>2.2 Eigenschaften glasbasierter Keramiken.....</b>	<b>10</b>
2.2.1 Allgemeine Eigenschaften .....	10
2.2.2 Optische Eigenschaften .....	10
2.2.3 Mechanische Eigenschaften.....	11
2.2.3.1 Elastizitätsmodul .....	11
2.2.3.2 Bruchzähigkeit.....	12
2.2.3.3 Unterkritisches Risswachstum .....	14
2.2.3.4 Zugfestigkeit.....	14
2.2.3.5 Biegefestigkeit.....	15

2.2.3.6	<i>Weibull</i> verteilung.....	21
2.2.3.7	Härte.....	23
2.2.3.8	Elastisches Eindringmodul.....	27
2.2.3.9	Bruchlast .....	28
2.2.3.10	Künstliche Alterung von Prüfkörpern.....	32
2.2.3.11	Abrasionsbeständigkeit .....	34
<b>2.3</b>	<b>Indikationsbereich glasbasierter Keramiken und klinische Überlebensrate ....</b>	<b>38</b>
<b>3</b>	<b>Ziel der Arbeit .....</b>	<b>41</b>
<b>4</b>	<b>Material und Methoden .....</b>	<b>42</b>
4.1	Verwendete Keramiken .....	42
4.2	Übersicht der Versuchsreihe .....	43
4.3	Herstellung der Prüfkörper und Durchführung der Untersuchungen .....	44
4.3.1	Biegefestigkeit .....	44
4.3.2	Härte .....	49
4.3.3	Bruchlast .....	52
4.3.4	Abrasionsbeständigkeit.....	56
4.3.5	Statistische Methoden.....	60
<b>5</b>	<b>Ergebnisse.....</b>	<b>61</b>
5.1	<b>Biegefestigkeit.....</b>	<b>61</b>

<b>5.2</b>	<b>Härte.....</b>	<b>64</b>
<b>5.3</b>	<b>Bruchlast .....</b>	<b>66</b>
<b>5.4</b>	<b>Abrasionsbeständigkeit.....</b>	<b>69</b>
<b>6</b>	<b>Diskussion.....</b>	<b>79</b>
<b>6.1</b>	<b>Biegefestigkeit.....</b>	<b>79</b>
<b>6.2</b>	<b>Härte.....</b>	<b>83</b>
<b>6.3</b>	<b>Bruchlast .....</b>	<b>85</b>
<b>6.4</b>	<b>Abrasionsbeständigkeit.....</b>	<b>89</b>
<b>7</b>	<b>Zusammenfassung.....</b>	<b>93</b>
	<b>Danksagung .....</b>	<b>95</b>
	<b>Erklärung.....</b>	<b>96</b>
	<b>Literaturverzeichnis .....</b>	<b>97</b>

## 1 EINLEITUNG

Seit Jahren stellen vollkeramische Systeme eine Alternative zu metallkeramischen Restaurationen dar [1, 2]. Die Gründe hierfür finden sich in deren ästhetischen Vorteilen [3], guten Biokompatibilität [4] und ihren überzeugenden mechanischen Eigenschaften [5, 6].

Ein Beispiel für vollkeramische Restaurationen sind, unter anderem, glasbasierte Keramiken. Die mechanischen Eigenschaften dieser Keramiken können im Prozess der Herstellung durch die Zugabe von bestimmten Verstärkungskristallen, wie z. B. Leuzit- oder Lithium-Disilikat-Kristallen, beeinflusst und auf diese Weise für die zahnmedizinische Anwendung verbessert werden. So zeigen z.B. durch Lithium-Disilikat-Kristalle verstärkte glasbasierte Keramiken einen mehr als doppelt so hohen Wert der Biegefestigkeit als konventionelle glasbasierte Keramiken [7]. Insbesondere diese durch synthetische Zugabe von Kristallen verstärkte glasbasierte Keramiken haben sich in den letzten Jahren erfolgreich im klinischen Einsatz durchgesetzt und inzwischen etabliert. Mittelweile können nicht nur Inlays, Teilkronen und Kronen aus verstärkten glasbasierten Keramiken hergestellt werden, sondern auch dreigliedrige Brücken für den Frontzahn- und Prämolarenbereich [8]. Die Keramiken werden sowohl für die presstechnologische als auch für die maschinelle Fertigung mittels CAD/CAM-Technologie angeboten.

Lange Zeit wurde durch Lithium-Disilikat-Kristalle verstärkte glasbasierte Keramik mit dem Produktnamen *IPS e.max Press/CAD* von Ivoclar Vivadent assoziiert. Im Jahr 2013, nach Ablauf einiger Patente auf die Zusammensetzung dieser Keramik [9], brachten auch weitere Dentalfirmen Lithium-Disilikat verstärkte glasbasierte Keramiken auf den Markt.

Eine dieser neuen Keramiken für die presstechnologische Fertigung soll in dieser Dissertation auf ihre mechanischen Eigenschaften wie Biegefestigkeit, Härte, Bruchlast und

## Einleitung

Abrasionsbeständigkeit geprüft und mit dem seit Jahren auf dem Markt gängigem Produkt *IPS e.max Press* verglichen werden.

Dazu wurden insgesamt vier verschiedene verstärkte glasbasierte Keramiken untersucht: eine neue experimentelle Lithium-Disilikat verstärkte glasbasierte Keramik, *IPS e.max Press*, wobei zwei diverse Rohlinge genommen wurden, *low translucency* - und *high translucency* - Rohlinge, sowie, als Kontrollgruppe, die durch Leuzit-Kristalle verstärkte glasbasierte Keramik *IPS Empress Esthetic*, beide jeweils von Ivoclar Vivadent. Für die Untersuchung der Biegefestigkeit wurden pro Gruppe jeweils 30 Prüfkörper, somit insgesamt 120 Prüfkörper, aus der jeweiligen Keramik gepresst. Anschließend wurde in einer universellen Prüfmaschine die Drei-Punkt-Biegefestigkeit nach ISO 6872 [10] ermittelt. Bei der Untersuchung der Härte wurde die Eindringhärte nach *Martens* gewählt. Dazu wurden aus den jeweiligen Keramiken jeweils 10 Prüfkörper gepresst, somit insgesamt 40 Prüfkörper, und poliert. Mit Hilfe einer universellen Härteprüfmaschine wurde anschließend die *Martenshärte* gemessen. Die Bruchlast wurde nach der Methode von *Voss* [11] ermittelt. Aus den verschiedenen Keramiken wurden jeweils 45 Eckzahnkronen, somit insgesamt 180 Kronen, gepresst und anschließend glasiert. Ein Teil der Kronen wurde einer künstlichen Alterung unterzogen. So entstanden drei Untergruppen: 1. Alterung in einem Autoklaven, 2. Alterung in einem Kausimulator und 3. ohne künstliche Alterung. Die Kronen sämtlicher Untergruppen wurden in der Universalprüfmaschine bis zum Bruch belastet und somit deren Bruchlast untersucht. Zuletzt wurde in dieser Dissertation mit Hilfe eines Kausimulators die Abrasionsbeständigkeit der verschiedenen Keramiken gegenüber einem Schmelzantagonisten miteinander verglichen. Die Substanzverluste nach 240.000, 600.000 und 1.200.000 Kauzyklen wurden erfasst.



## 2 LITERATURÜBERSICHT

### 2.1 Glasbasierte Keramiken in der Zahnheilkunde

#### 2.1.1 Zusammensetzung glasbasierter Keramiken

Glasbasierte Keramiken bestehen aus einer amorphen, transparenten Glasphase und einer Kristallphase [12]. Bei der Kristallphase kann es sich um Leuzit-, Glimmer-, Fluor-Apatit-, oder Lithium-Disilikat-Kristalle handeln. Diese sind dispers verteilt in die Glasphase eingelagert. In Abhängigkeit von der Art, der Menge und der Verteilung der verwendeten Kristalle unterscheiden sich die Eigenschaften glasbasierter Keramiken. Insbesondere sind diese Kristalle in der Lage glasbasierte Keramiken in Bezug auf ihre Festigkeit zu verstärken [12].

Lange Zeit waren durch Zugabe von Leuzitkristallen verstärkte glasbasierte Keramiken die beliebteste Wahl für vollkeramische Restaurationen. Diese Keramiken entsprechen in ihrer Zusammensetzung im Wesentlichen konventionellen Feldspatkeramiken. Beide Keramiken unterscheiden sich lediglich in einer geringfügig höheren Konzentration der Leuzitkristalle und in dem Herstellungsprozess der daraus herzustellenden Restaurationen. Die Feldspat-Glasmatrix mit den darin eingelagerten Kristallen entsteht bei Restaurationen aus konventionellen Feldspatkeramiken durch die sintertechnologische Fertigung auf „natürlichem Wege“. Heutzutage werden Restaurationen aus leuzitverstärkten Keramiken jedoch auch sehr oft presstechnologisch oder maschinell gefertigt. Für diesen Herstellungsprozess wird das Material in industriell hergestellten Blöcken (sog. „Rohlingen“) zur Verfügung gestellt. Die kristalline Phase wird bereits im Rahmen der Herstellung der Blöcke synthetisch hinzugefügt.

In den letzten Jahren wurden durch Leuzit-Kristalle verstärkte Keramiken zunehmend durch Keramiken mit Lithium-Disilikat als kristalline Phase ersetzt. Auch hier erfolgt die

Herstellung der Restaurationen aus Rohlingen. Zudem werden die Blöcke durch Wärmezufuhr einer sekundären, kontrollierten Kristallisation unterzogen. Durch diese Prozesse werden eine gezielte Keimbildung und ein gesteuertes Kristallwachstum aus der Glasphase erreicht [13].

Unabhängig von den in der Kristallphase verwendeten Art der Kristalle gilt allgemein, dass die Festigkeit der Keramik zunimmt, je größer die Menge bzw. Dichte der Kristalle ist, je kleiner die eingelagerten Kristalle sind, je homogener die Verteilung der Kristalle in der Glasphase und je fester der Verbund zwischen Glasphase und Kristallphase ist [14]. Die kristalline Phase beeinflusst zudem die Standfestigkeit beim Brennen und den Wärmeausdehnungskoeffizienten (WAK) und bewirkt eine Trübung und Lichtstreuung der transparenten Glasphase, so dass durch sie eine farbliche Angleichung der Keramik an die Zahnhartsubstanz erfolgen kann [12, 15].

Die folgende Abbildung zeigt einen Überblick über die Einteilung glasbasierter Keramiken.

**Abbildung 1.** Einteilung glasbasierter Keramiken (modifiziert nach *Gernet et al.* [16]).

<b>Vollkeramische Systeme</b>		
<b>Glasbasierte Keramiken</b>		<b>Glasinfiltrierte Keramiken</b>
Glasreiche silikatische Matrix Mehrphasiges Gefüge Relativ niedrige Sintertemperaturen <1000°		Zunächst poröses Gerüst aus Aluminiumoxid (Weißkörper), anschl. Glasinfiltration (30 Vol.%)
<b>Konventionelle (traditionelle) Feldspatkeramik</b>  Gemahlenes Feldspatglas (Pulver), klassische zahntechnische Verarbeitung (Sintern)  Bsp.: i.d.R. Verblendkeramiken	<b>Verstärkte Keramiken durch:</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>Leuzitkristalle</b></li> <li>• <b>Lithium-Disilikat- Kristalle</b></li> <li>• <b>Lithium-Silikat-Kristalle</b></li> </ul> Ausgangspunkt Glas, das einem Kristallisationsprozess unterworfen wird  Bsp.: <i>IPS Empress Esthetic</i> <i>IPS e.max Press/CAD</i> <i>CELTRA Press/CAD</i>	

## 2.1.2 Die gängigsten glasbasierten Keramiken

### 2.1.2.1 Leuzitverstärkte Keramik

Bei leuzitverstärkten Keramiken werden die Leuzit-Kristalle gezielt erzeugt. Sie entstehen durch Oberflächenkristallisation und liegen homogen verteilt in der Glasphase vor [14]. Die Leuzit-Kristalle haben einen größeren Wärmeausdehnungskoeffizienten als die Glasphase. Die Glasphase wird bei Abkühlung unter Druckspannung gesetzt, was eine Festigkeitssteigerung bewirkt [17]. Außerdem ist die kristalline Phase in der Lage Rissenergie aufzunehmen und auf diese Weise einer Rissausbreitung entgegen zu wirken. Der Anteil der Kristallphase kann bis zu 50 Vol. % betragen und ist somit höher als der einer konventionellen Feldspatkeramik. Insgesamt zeigen leuzitverstärkte glasbasierte Keramiken eine höhere Festigkeit als konventionelle Feldspatkeramiken [zum Ganzen 13].

### 2.1.2.2 Lithium-(Di)silikat verstärkte Keramik

Bei dieser glasbasierten Keramik besteht die kristalline Struktur aus Lithium-Disilikat-Kristallen. Die stabförmigen Kristalle sind stark vernetzt und haben eine ungefähre Länge von 3 bis 6  $\mu\text{m}$  [18]. Durch die Lithium-Disilikat-Kristalle weisen diese Keramiken eine mehr als zweifach höhere Biegefestigkeit als leuzitverstärkte Keramiken auf [19]. Aus diesem Grund können sie auch als Werkstoffe für dreigliedrige Front- und Prämolarenbrücken eingesetzt werden [8].

Im Jahr 2013 wurde zudem eine neue Generation verstärkter glasbasierter Keramiken vorgestellt. Dabei handelt es sich um Keramiken die neben Lithium-Silikat-Kristallen durch Zirkonoxid verstärkt sind. Der Anteil von Zirkonoxid beträgt ca. 10%. Durch das Einbinden von Zirkonoxid werden sehr kleine Lithium-Silikat-Kristalle erreicht, wodurch ein feinkristallines und homogenes Gefüge vorliegt [zum Ganzen 20, 21].

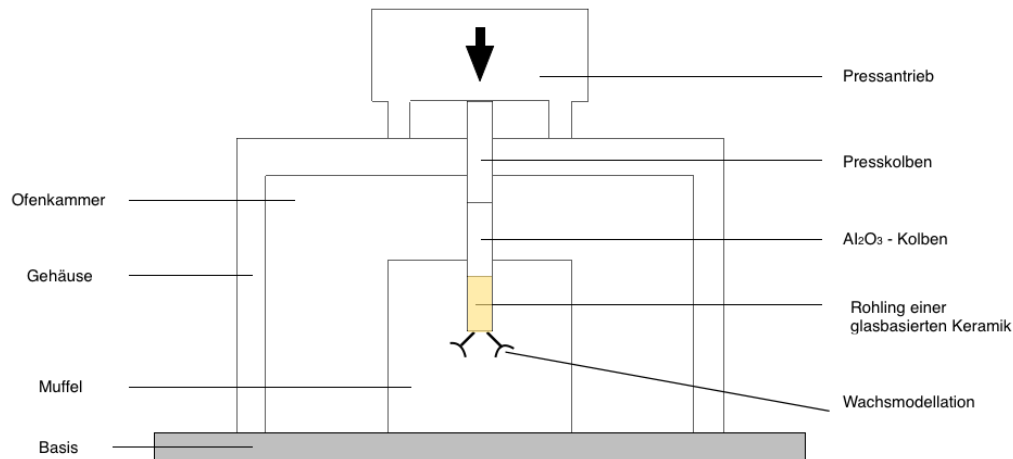
### 2.1.3 Verarbeitung glasbasierter Keramiken

#### 2.1.3.1 Presstechnologische Fertigung

Anfang der 1990er Jahre löste die presstechnologische Fertigung von Restaurationen das gusstechnische Verfahren, das sich aufgrund verschiedener Nachteile wie z.B. einer sehr langen und aufwändigen Wärmebehandlung dauerhaft nicht durchsetzen konnte [13], ab.

Für das presstechnologische Fertigungsverfahren wurden spezielle elektronisch gesteuerte Keramik-Pressöfen entwickelt. Der Pressvorgang entspricht grundsätzlich dem bekannten Lost-Wax-Verfahren. Aus Wachs modellierte Restaurationen werden angestiftet und in einer speziellen Einbettmasse eingebettet. Anschließend werden die Muffeln bei ca. 850°C vorgewärmt, wodurch Hohlformen entstehen. Die Muffeln werden im Pressofen entsprechend platziert und mit zylindrischen Rohlingen einer glasbasierten Keramik beschickt, welchen ein  $\text{Al}_2\text{O}_3$ -Kolben aufsitzt. Nun wird die Muffel mit der Keramik auf eine Temperatur zwischen 900 bis 1.200 °C, je nach Keramik, erhitzt und so der Rohling in einen viskösen Zustand versetzt. Mit hohem Druck (ca. 3,5 bar) wird das plastische Material in die Hohlform gepresst. Der Pressvorgang ereignet sich pneumatisch. Ein entsprechend langsames Pressen und eine Nachpresszeit sorgen für eine genaue Füllung der Hohlform. Nach dem Abkühlen kann die, nun aus Keramik bestehende, Restauration ausgebettet und ausgearbeitet werden. Abbildung 2 zeigt die schematische Darstellung des Pressverfahrens.

**Abbildung 2.** Schematische Darstellung der presstechnologischen Fertigung von Restaurationen (modifiziert nach Höland [19]).

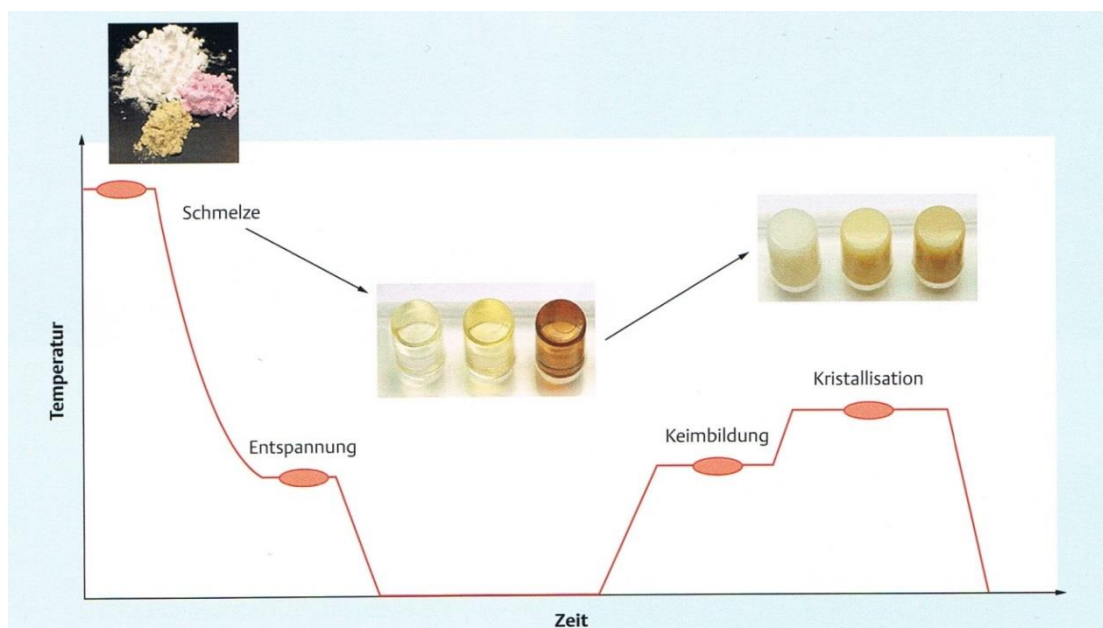


Der wesentliche Vorteil der Presstechnologie gegenüber der traditionellen Schichttechnik ist, dass keine Sinterschrumpfung des Werkstücks auftritt, da die Rohlinge bereits vom Hersteller völlig durchgesintert werden. Während des Pressvorgangs wachsen die Kristalle lediglich noch weiter. Die Keramik liegt somit in einem bereits kristallisierten Zustand vor, wodurch eine nachträgliche Kristallisation durch eine Wärmebehandlung, wie z. B. bei der gusstechnischen Fertigung, nicht notwendig ist. Zudem werden mit diesem Fertigungsverfahren eine sehr gute Passgenauigkeit und Randschlussqualität erreicht [zum Ganzen 13]. Generell haben Keramik-Rohlinge für die Presstechnologie eine niedrige Schmelztemperatur. Sie können verschieden eingefärbt werden und werden zudem in unterschiedlichen Transluzenzstufen angeboten.

Bei der industriellen Herstellung der Rohlinge für die Presstechnologie gibt es zwei Varianten: Einerseits können die Rohlinge durch eine Rohlingsformung unter Einsatz von Presshilfsmitteln und durch Pulversinterung hergestellt werden. Andererseits kann die Fertigung in einem Gussverfahren erfolgen. Auf diese Weise erfolgt beispielsweise überwiegend die

Herstellung der Rohlinge der bekannten Lithium-Disilikat-Keramik *IPS e.max Press*. Dazu werden die Hauptbestandteile und zusätzliche Komponenten zur Steuerung der Farbe und Transluzenz zunächst in Pulverform gemischt und anschließend zu Glas geschmolzen. Die Glasschmelze wird daraufhin in spezielle Metallformen für die Herstellung von Pressrohlingen gegossen. Nach erfolgter Abkühlung wird der entstandene transparente Glaszylinder einer weiteren, diesmal zweistufigen Temperaturbehandlung unterzogen. Die Glasrohlinge werden zunächst auf 500 bis 600 °C erhitzt. Dabei werden Keime gebildet, welche im Folgenden durch Wachstumsprozesse bis zu einer Temperatur von ca. 850°C die Bildung von Lithium-Disilikat-Kristallen ermöglichen. Durch den Heißpressprozess im zahntechnischen Labor wachsen die Kristalle weiter [zum Ganzen 13]. Abbildung 3 zeigt exemplarisch die Temperaturführung für den Herstellungsprozess von *IPS e.max Press*-Rohlingen.

**Abbildung 3.** Temperaturführung für den Herstellungsprozess von Rohlingen der mit Lithium-Disilikat-Kristallen verstärkten Keramik für die presstechnologische Fertigung *IPS e.max Press* (übernommen aus *Kappert et al. [13]*).



### 2.1.3.2 Maschinelle Fertigung

Durch die rasche Entwicklung der CAD/CAM-Technologie in den letzten Jahren, entstand die Möglichkeit Restaurationen aus glasbasierten Keramiken ebenfalls maschinell herzustellen. Dafür werden Restaurationen aus industriell vorgefertigten Blöcken geschliffen oder gefräst. Ein wesentlicher Vorteil dieser Fertigungsvariante im Vergleich zur sintertechnologischen additiven Gestaltung mit konventionellen Feldspatkeramiken ist, dass die Restaurationen fest definierte Eigenschaften aufweisen, welche durch die individuelle Laborfertigung des Werkstücks weitgehend unbeeinflusst bleiben. Die Fertigung kann sowohl im Labor als auch „Chairside“ in der zahnärztlichen Praxis erfolgen.

Im durchgesinterten Zustand können allerdings meist nur leuzitverstärkte glasbasierte Keramiken gefräst werden. Hingegen weisen viele Lithium-Disilikat-Keramiken oder Zirkonoxid verstärkte Lithium-Silikat-Keramiken im finalkristallisierten Zustand eine zu hohe Festigkeit und Zähigkeit für Schleifarbeiten in dafür etablierten CAD/CAM-Systemen auf. Restaurationen aus diesen Keramiken müssen daher meist aus Blöcken in einem vorkristallisierten Zustand gefräst werden. Danach wird die herausgefräste Restauration in einem Brennofen der finalen Kristallisation unterzogen. Bei dieser Wärmebehandlung werden Lithium-Metasilikat-Kristalle (mittlere Größe  $0,5\mu\text{m}$ ) aufgelöst und Lithium-Disilikat-Kristalle (Größe  $> 1\text{ mm}$ ) gebildet, wodurch die hohe Endfestigkeit, Bruchzähigkeit und die gewünschte Farbe erzielt wird. Bei der Kristallisation werden die vorher ungeordneten Moleküle räumlich geordnet. Da die Moleküle in der kristallinen Struktur weniger Raum benötigen, kann dieser Prozess zu einer sehr geringen linearen Schwindung führen. Dies wird durch die Software des CAD/CAM-Systems beim Ausschleifen des Werkstücks durch eine entsprechende Vergrößerung berücksichtigt [zum Ganzen 13].

Im Vergleich zur sintertechnologischen additiven Gestaltung von Restaurationen mit konventionellen Feldspatkeramiken entfällt bei der maschinellen Fertigung, genauso wie auch bei der Presstechnologischen, in jedem Fall die hohe Sinterschrumpfung.

## **2.2 Eigenschaften glasbasierter Keramiken**

### 2.2.1 Allgemeine Eigenschaften

Grundsätzlich verfügen keramische Werkstoffe gegenüber anderen Werkstoffen wie Metallen oder Kunststoffen über einige Vorteile wie günstige optische Eigenschaften [22], hohe Festigkeit [23], hohe Abrasionsbeständigkeit [24] sowie eine hohe chemische Beständigkeit [23] und eine damit verbundene sehr gute Biokompatibilität [4].

Demgegenüber stehen aber auch nachteilige Eigenschaften wie eine geringe Zugfestigkeit, Sprödigkeit, eine große Streuung mechanischer Eigenschaften sowie das unterkritische Risswachstum [23]. Im Folgenden wird auf die Eigenschaften eingegangen. Dabei werden die für diese Studie relevanten mechanischen Eigenschaften gründlicher erläutert, während die übrigen Eigenschaften nur kurz erwähnt werden.

### 2.2.2 Optische Eigenschaften

Die natürliche Zahnhartsubstanz besitzt eine bestimmte Opazität (Trübung; Lichtundurchlässigkeit), Transluzenz (Lichtdurchlässigkeit; Verhältnis von durchscheinendem Licht zu gestreutem Licht) und Fluoreszenz (spontane Emission von Licht). Aufgrund einer Glas- und einer Kristallphase vereinigen glasbasierte Keramiken ideal Transluzenz und Opazität miteinander, sodass die lichteptischen Eigenschaften ähnlich derer der Zahnhartsubstanz sind. Die Glasphase einer glasbasierten Keramik ist transparent und somit für die Lichtdurchlässigkeit verantwortlich. Die Kristallphase hingegen ist neben der



Festigkeit [siehe 2.2.3.2] für die Trübung und die Lichtstreuung verantwortlich. Dabei erfolgt die Lichtstreuung an Kristallen, die dieselbe Größenordnung haben wie die Wellenlänge des gestreuten Lichtes. Zudem, je höher der Anteil der kristallinen Phase, desto opaker die Keramik [12]. So sind zum Beispiel Oxidkeramiken, die in ihrer Zusammensetzung keine Glasphase enthalten (polykristallin), völlig opak und müssen in der Regel, in Bereichen in denen die Ästhetik von Bedeutung ist, mit konventionellen Feldspatkeramiken verblendet werden. Um eine entsprechende Fluoreszenz zu erreichen, werden Keramikmassen Samarium Salze oder Magnesium-Aluminiumoxid hinzugefügt [25]. So adaptieren zudem Restaurationen aus glasbasierten Keramiken an ihre Umgebungsfarbe (sog. „Chamäleon-Effekt“). Insgesamt eignen sie sich damit sehr gut für Bereiche in denen auf Ästhetik geachtet werden muss [9, 12].

Rohlinge und Blöcke glasbasierter Keramiken [siehe 2.1.3.1] werden von ihren Herstellern in verschiedenen Transluzenz- und/oder Opazitätsstufen angeboten [26, 27]. Die verschiedenen Opazitätsstufen werden hier durch bestimmte Trübungsmittel eingestellt. So werden zum Beispiel für die Herstellung von Inlays meist hochtransluzente Rohlinge verwendet, damit die Keramik die Farbe der umliegenden Zahnhartsubstanz wiedergibt. Niedrigtransluzente Rohlinge werden hingegen oft bei verfärbten Stümpfen angewandt und können zudem, z.B. bei der Herstellung von Frontzahnkronen, mit Schichtkeramiken überschichtet werden. Zusätzlich werden Malfarben angeboten, um Besonderheiten wie Einfärbungen zu imitieren.

## 2.2.3 Mechanische Eigenschaften

### 2.2.3.1 Elastizitätsmodul

Das Elastizitätsmodul [GPa] beschreibt den Zusammenhang zwischen Spannung und Dehnung bei der Verformung eines festen Körpers bei linear elastischem Verhalten [28]. Je

höher das Elastizitätsmodul, desto mehr Widerstand setzt ein Werkstoff seiner elastischen Verformung entgegen.

Grundsätzlich sind Keramiken spröde Werkstoffe. Das bedeutet, dass sie bei einer Verformung unmittelbar nach Überschreiten der Elastizitätsgrenze brechen. Im Vergleich zu Metallen, brechen sie also ohne eine vorausgehende plastische Verformung.

Das Elastizitätsmodul wird nach folgender Gleichung ermittelt:

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon}$$

Hierin bedeuten:

E = Elastizitätsmodul [GPa] |  $\sigma$  = Biegefestigkeit |  $\varepsilon$  = Verformung

Lithium-Disilikat verstärkte glasbasierte Keramiken zeigen ein höheres Elastizitätsmodul als leuzitverstärkte glasbasierte Keramiken [6, 18, 29].

### 2.2.3.2 Bruchzähigkeit

Wie bereits in 2.2.3.1 erläutert, bedeutet Sprödigkeit, dass ein keramisches Werkstück, im Gegensatz zu duktilen Werkstoffen wie Metallen, ohne eine vorausgehende plastische Verformung bricht. Die Ursache liegt in dem geringen Widerstand der Keramik gegenüber der Ausbreitung von Rissen. Dieser Widerstand drückt sich in geringen Werten der Bruchzähigkeit aus. Kleine Fehler im Gefüge eines Werkstücks wie Risse, Poren oder Einschlüsse sind Ausgangspunkte des Versagens. Die Fehler entstehen bei der Herstellung eines keramischen Werkstücks oder während der Oberflächenbearbeitung. Da hohe Spannungen in einem Fehler nicht durch plastische Verformung abgebaut werden können, führen sie zum Bruch [zum Ganzen 23].

Zur Beurteilung des Verhaltens spröder Werkstoffe ist im Rahmen der Bruchmechanik der Spannungsintensitätsfaktor  $K_I$  herausgearbeitet worden. Er beschreibt die Spannungsintensität, die an einer Risspitze anliegt und hängt von der Höhe der Belastung, der Größe eines Risses und der Geometrie eines Bauteils ab. Wird ein Bauteil oder ein Prüfkörper mit einem Riss belastet, nimmt  $K_I$  mit zunehmender Belastung zu, bis bei einem kritischen Wert, dem  $K_{IC}$ , eine instabile Rissausbreitung einsetzt. Erst wenn der  $K_{IC}$  erreicht ist, tritt Versagen auf [zum Ganzen 23]. Dieser  $K_{IC}$  ist die sog. Bruchzähigkeit [ $\text{MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$ ]. Je höher der Wert der Bruchzähigkeit, desto höher der Widerstand gegen das Risswachstum und desto haltbarer das Werkstück [16].

Die Bruchzähigkeit kann grundsätzlich durch zwei verschiedene Methoden, die IF (Intendation fracture) oder die IS (Indentation strenght) Methode, gemessen werden [5]. Bei der IF-Methode werden zunächst mit unterschiedlichen Belastungen Härteeindrücke, wie bei der Ermittlung der Eindringhärte  $H_{IT}$  (siehe 2.2.3.7) in die Prüfkörper gemacht. Dabei entstehen Risse an den Ecken der Eindrücke. Mithilfe eines Mikroskops wird die Länge der Risse ermittelt. Anschließend wird aus der Länge der Risse, der verwendeten Belastung, dem Elastizitätsmodul (siehe 2.2.3.1) und der Härte (siehe 2.2.3.7) die Bruchzähigkeit errechnet. Bei der IS-Methode wird zunächst eine definierte Einkerbung in den Prüfkörper eingebracht. Anschließend werden die Prüfkörper einem Biegefestigkeitstest unterzogen. Mit Hilfe des Biegefestigkeitstests kann dann die Bruchzähigkeit errechnet werden [zum Ganzen 5].

Generell sind die Atome in Keramiken durch kovalente oder Ionenbindungen miteinander verknüpft. Kovalente Bindungen, die durch Überbeanspruchung getrennt werden, können sich nur bei sehr hohen Temperaturen (z.B. Keramikbrand) wieder neu ausbilden [14]. Ein Riss in einem Werkstück kann sich somit in der Mundhöhle nicht schließen. Dem Risswachstum ist lediglich die kristalline Phase einer Keramik in der Lage entgegen zu wirken. Der Riss kann

an den Kristallen gestoppt oder umgeleitet werden, wodurch das Fortschreiten verlangsamt wird [13]. So zeigen Hochleistungskeramiken wie Oxidkeramiken aufgrund des ausschließlichen kristallinen Anteils deutlich höhere Werte der Bruchzähigkeit als konventionelle Feldspatkeramiken oder glasbasierte Keramiken [23].

### 2.2.3.3 Unterkritisches Risswachstum

Der instabilen Rissausbreitung und somit dem Bruch eines keramischen Werkstücks (siehe 2.2.3.2) geht in der Regel ein sog. unterkritisches Risswachstum voraus. Unterkritisches Risswachstum bedeutet, dass ein Riss einer bestimmten Anfangslänge bei einwirkenden Beanspruchungsspannungen mit der Zeit langsam bis zu einer kritischen Länge wächst, bei der dann die instabile Rissausbreitung eintritt [30, 23]. Der Bruch kann somit schlagartig eintreten, obwohl die das Werkstück belastende Spannung weit unterhalb der Initialfestigkeit des Werkstoffes liegt. Dieses Phänomen setzt für den Einsatz von Keramiken voraus, dass man ihre bruchmechanischen Eigenschaften und das Festigkeitsverhalten auch in Bezug auf eine bestimmte Zeit kennen muss. Unter Einbezug des unterkritischen Risswachstums und weiterer bruchstatistischer und bruchmechanischer Kennwerte wie der *Weibull*-verteilung (siehe 2.2.3.6) und der Bruchzähigkeit (siehe 2.2.3.2) kann eine Lebensdaueranalyse, z.B. mittels SPT-Diagramm (engl.: strength, probability, time), und somit eine Aussage über die zu erwartende Langzeitbeständigkeit eines keramischen Werkstoffes gemacht werden [16].

### 2.2.3.4 Zugfestigkeit

Die Zugfestigkeit [N/mm<sup>2</sup>] ist die Spannung, die im Zugversuch aus der maximal erreichten Zugkraft bezogen auf den ursprünglichen Querschnitt des Prüfkörpers errechnet wird [23, 28]. Auf Zugspannungen sind Keramiken im Gegensatz zu Druckspannungen nur gering belastbar, da sie Rissflanken öffnen können und den Riss somit vertiefen. Auftretende

Druckspannungen hingegen können zum Teil beginnende Risse in Werkstücken schließen und somit einer Ausbreitung entgegenwirken [15].

#### 2.2.3.5 Biegefestigkeit

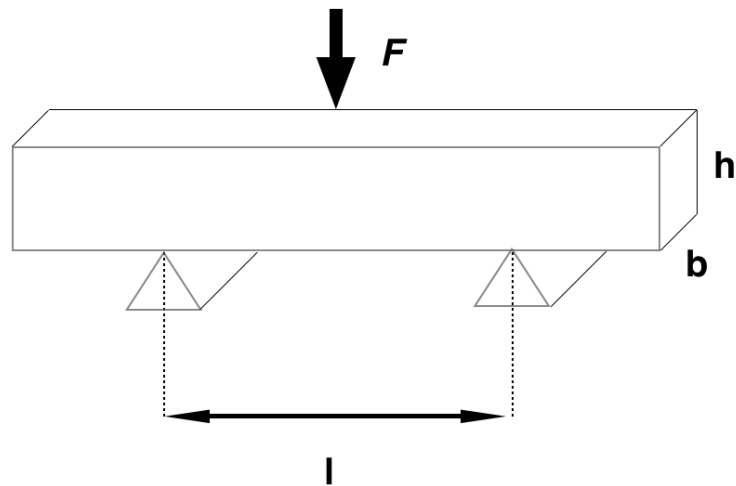
Die Biegefestigkeit ist ein Maß für die spontane Belastbarkeit bei einmaliger steigender Krafteinleitung bis zum Bruch. [14]. Sie wird in genormten Versuchen nach ISO-Norm überprüft [10].

Bei der Ermittlung der Biegefestigkeit unterscheidet man zwischen dem biaxialen Biegeversuch und den uniaxialen Biegeversuchen. Zu beachten ist dabei, dass die Messergebnisse nur innerhalb des jeweiligen Biegeversuches vergleichbar sind.

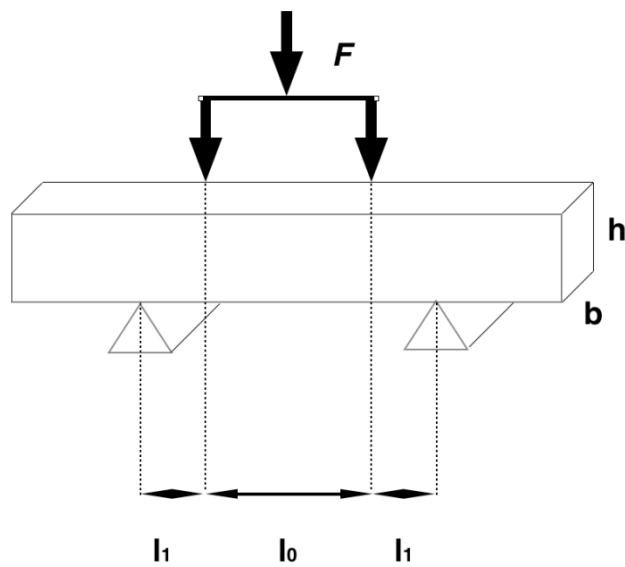
Zu den uniaxialen Biegeversuchen gehören der Dreipunkt- und der Vierpunktbiegeversuch. Beim Dreipunktbiegeversuch werden quaderförmige Prüfkörper mit den von der ISO-Norm zugelassenen Dimensionen auf zwei Widerlagern positioniert und mit einem Prüfstempel bis zum Bruch senkrecht zum Prüfkörper belastet. Beim Vierpunktbiegeversuch werden hingegen zwei Prüfstempel verwendet, die beide in einem bestimmten Abstand ebenfalls den Prüfkörper mit einer senkrecht wirkenden Kraft bis zum Bruch des Prüfkörpers belasten [31]. Die unterschiedlichen Versuchsanordnungen der uniaxialen Biegeversuche zeigt Abbildung 4.

**Abbildung 4.** Schema des Dreipunktbiegeversuchs (a) und des Vierpunktbiegeversuchs (b).

a. Dreipunktbiegeversuch



b. Vierpunktbiegeversuch



Aus den Messwerten der uniaxialen Biegeversuche wird die Dreipunkt- oder Vierpunktbiegefestigkeit mit folgender Formel errechnet:

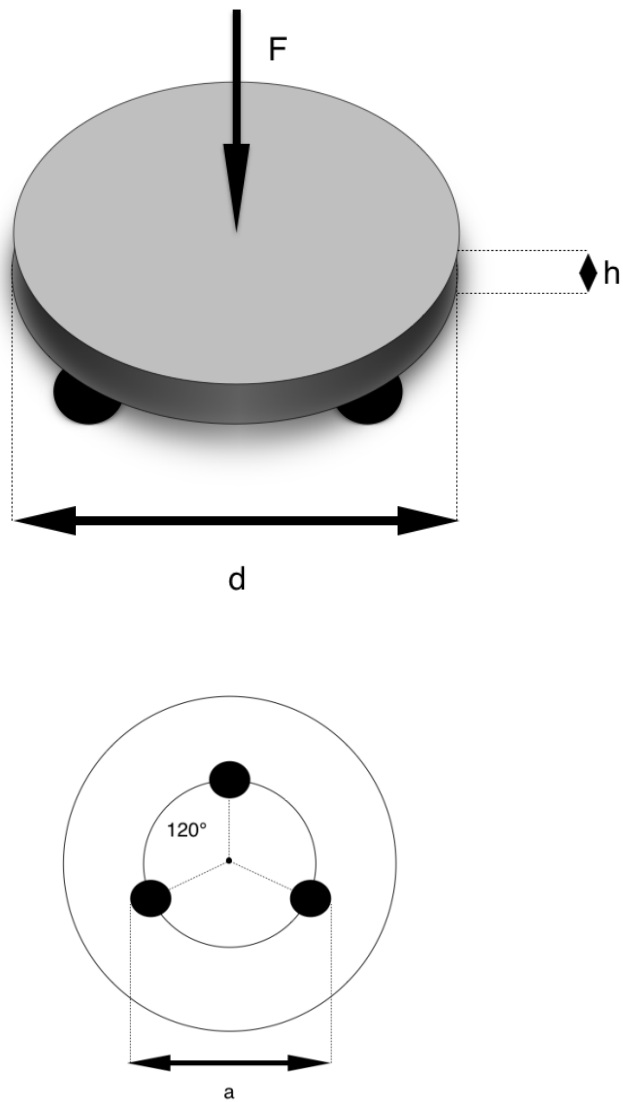
$$\sigma = \frac{3Fl}{2bh^2}$$

Hierin bedeuten:

- $\sigma$  Biegefestigkeit [MPa]
- F zum Bruch des Prüfkörpers führende Kraft [N]
- l *beim Dreipunktbiegeversuch*: Abstand zwischen den Widerlagern [mm]  
*beim Vierpunktbiegeversuch*: Differenz aus dem Abstand zwischen den Widerlagern und dem Abstand zwischen den zwei Druckstempeln ( $l_0$ )
- b Breite des Probekörpers [mm]
- h Höhe des Probekörpers [mm]

Beim biaxialen Biegeversuch werden runde Prüfkörper, in den von der ISO-Norm zugelassenen Dimensionen, auf drei Stahlkugeln gelagert, welche in Form eines gleichseitigen Dreiecks angeordnet sind. Mittelpunkt des Prüfkörpers und des Dreiecks fallen aufeinander. Der Prüfstempel belastet anschließend den Mittelpunkt der Prüfkörpers bis zum Bruch [31]. Den Versuchsaufbau zeigt schematisch Abbildung 5.

**Abbildung 5.** Schema des biaxialen Biegeversuches (modifiziert nach *Eichner* et al. [15]).



Nachdem der Prüfkörper im biaxialen Biegeversuch bis zum Bruch belastet wurde, wird die Biegefestigkeit wie folgt berechnet:

$$\sigma = \frac{-0,2387F(X - Y)}{h^2}$$



Hierin bedeuten:

$\sigma$	Biegefestigkeit [MPa]
F	zum Bruch des Prüfkörpers führende Kraft [N]
h	Höhe des Prüfkörpers bei Bruchbeginn [mm]
X	$(1 + \nu) \ln(r_2/r_3)^2 + [(1 - \nu)/2] (r_2/r_3)^2$
Y	$(1 + \nu) [\ln(r_1/r_3)^2] + (1 - \nu) (r_2/r_3)^2$
mit $\nu$	<i>Poisson</i> -Verteilung mit dem Wert 0,25
$r_1$	Radius der Trägerscheibe [mm]
$r_2$	Radius des belasteten Bereichs [mm]
$r_3$	Radius des Probenkörpers [mm] / d/2

Die Messwerte der Biegefestigkeit fallen im Dreipunktbiegeversuch grundsätzlich höher als beim Vierpunktbiegeversuch ausfallen. Da beim Vierpunktbiegetest der Prüfkörper mit zwei Prüfstempeln belastet wird, wird statistisch häufiger auf Gefügefehler angetroffen. Zumal der Bruch in einem keramischen Werkstück immer von Gefügefehlern ausgeht [siehe 2.2.3.2], ist deren negativer Einfluss auf die Messergebnisse beim Vierpunktbiegeversuch größer [14, 16]. Der biaxiale Biegeversuch ist gegenüber den uniaxialen Biegeversuchen insofern vorteilhaft, als dass Mikrorisse an den Kanten der Prüfkörper, wie sie bei der Herstellung der Prüfkörper nicht zu vermeiden sind, das Messergebnis nicht wesentlich beeinflussen [32, 33, 34]. Somit zeigt sie meist die höchsten Messergebnisse.

Eine Reihe in-vitro Studien haben gezeigt, dass Lithium-Disilikat verstärkte Keramiken nicht nur eine deutlich höhere Biegefestigkeit zeigen als konventionelle oder leuzitverstärkte Keramiken [6, 35, 36], sondern in Bezug auf die *Weibull*-verteilung [siehe 2.2.3.6] auch eine höhere charakteristische Festigkeit [35] und zum Teil ein höheres *Weibull*-modul aufweisen [33]. Tabelle 1 zeigt eine Auswahl einiger in-vitro Studien zur Biegefestigkeit von

Prüfkörpern aus Lithium-Disilikat verstärkter Keramik zeigt. Es handelt sich um Prüfkörper, die ausschließlich presstechnologisch hergestellt wurden.

**Tabelle 1.** Auswahl einiger in-vitro Studien zur Biegefestigkeit von Prüfkörpern aus Lithium-Disilikat verstärkter Keramik. Es handelt sich um Prüfkörper, die ausschließlich presstechnologisch hergestellt wurden.

Studie	Jahr	Messmethode	Besonderheit	Biegefestigkeit [MPa]
Ludwig et al. [37]	2000	<b>Dreipunktbiegeversuch</b>		426
Marx et al. [33]	2001			466
Guazzato et al. [7]	2003			303
Drummond et al. [35]	1999		Prüfung in H <sub>2</sub> O Lagerung für 3 Monate (Luft) Lagerung in H <sub>2</sub> O für 3 Monate	204 191 230 193
Anusavice et al. [38]	2001	<b>Vierpunktbiegeversuch</b>	Lagerung in H <sub>2</sub> O für 24h	239
Della Bona et al. [39]	2006		Lagerung in H <sub>2</sub> O	215
Albakry et al. [6]	2003	<b>Biaxialer Biegeversuch</b>		440
Berge et al. [40]	2001		Prüfung in H <sub>2</sub> O	375,7
Sorensen et al. [41]	2000		Prüfung nass	411,6
Sorensen et al. [41]	2000			455,5
Kappert et al. [18]				426
Wei-Shao Lin et al. [42]	2011		1,5 mm Höhe 0,8 mm Höhe 0,8 mm Höhe + 0,7 mm Verblendung	330,44 355,17 262,31
Albakry et al. [36]	2003		Initial	300
			Prüfkörper sandgestrahlt	279
		Prüfkörper beschliffen	294	
		Prüfkörper poliert	387	

### 2.2.3.6 Weibullverteilung

Spröde Keramiken zeigen im Vergleich zu z.B. Metallen große Streuungen bei den mechanischen Eigenschaften. Besonders beim Ermitteln der Biegefestigkeit einer Keramik können die gemessenen Werte stark voneinander abweichen, unabhängig davon, dass die Geometrie der Prüfkörper identisch war. Dies ist bedingt durch die Bruchursache. Wie bereits in 2.2.3.2 erläutert, geht ein Bruch von kleinen im Werkstück vorhandenen Fehlern aus. So ist die Streuung der Biegefestigkeit auf die Streuung der Fehlergröße zurückzuführen. Dazu entwickelte *Waloddi Weibull* eine Theorie. Sie beruht auf dem Konzept des Versagens aufgrund des schwächsten Gliedes. Mit dieser Theorie und der daraus entwickelten *Weibullverteilung* lässt sich das Streuverhalten der Biegefestigkeit keramischer Werkstoffe mathematisch beschreiben [zum Ganzen 23].

Bei der *Weibullverteilung* unterscheidet man das *Weibullmodul* von der charakteristischen Festigkeit. Das *Weibullmodul* ist ein Maß für die Festigkeitsstreuung eines keramischen Werkstoffes. Je größer dieser Wert ist, desto enger liegen die gemessenen Werte der Biegefestigkeit zusammen. Das bedeutet, je geringer die Streuung der Werte, desto homogener das Gefüge und desto genauer kann eine Vorhersage über die Belastung getroffen werden, bei der ein Prüfkörper der gleichen Machart versagen wird. Es handelt sich dann um Zuverlässigkeit. Je höher das *Weibullmodul*, desto zuverlässiger wird die Vorhersage [43]. Die charakteristische Festigkeit ist hingegen der Wert bei dem 63,2% aller Prüfkörper der jeweiligen Messreihe versagen [zum Ganzen 16].

Eine Reihe in-vitro Studien haben gezeigt, dass Lithium-Disilikat verstärkte Keramiken nicht nur eine deutlich höhere Biegefestigkeit zeigen als konventionelle oder leuzitverstärkte Keramiken [6, 35, 36], sondern in Bezug auf die *Weibullverteilung* auch eine höhere charakteristische Festigkeit [35] und zum Teil ein höheres *Weibullmodul* aufweisen [33].

Tabelle 2 zeigt einige Studien zur *Weibull*-Verteilung. Es handelt sich um Prüfkörper, die ausschließlich presstechnologisch hergestellt wurden.

**Tabelle 2.** Auswahl einiger in-vitro Studien zur *Weibull*-Verteilung von Prüfkörpern aus Lithium-Disilikat verstärkter Keramik (a. Charakteristische Festigkeit; b. *Weibull*-Modul). Es handelt sich um Prüfkörper, die ausschließlich presstechnologisch hergestellt wurden.

**a.**

Studie	Jahr	Messmethode	Besonderheit	Charakteristische Festigkeit
Drummond et al. [35]	1999	<b>Dreipunktbiegeversuch</b>	Prüfung in H <sub>2</sub> O	219
			Lagerung für 3 Monate (Luft)	205
			Lagerung in H <sub>2</sub> O für 3 Monate	242
				203
Lohbauer [18]		<b>Vierpunktbiegeversuch</b>		374,4
Marx et al. [33]				388

**b.**

Studie	Jahr	Messmethode	Besonderheit	<i>Weibull</i> -Modul
Drummond et al. [35]	1999	<b>Dreipunktbiegeversuch</b>	Initial	4,0
			Prüfung in H <sub>2</sub> O	4,3
			Lagerung für 3 Monate (Luft)	6,9
			Lagerung in H <sub>2</sub> O für 3 Monate	6,4
Albakry et al. [36]	2003	<b>Biaxialer Biegeversuch</b>	Initial	9
			Prüfkörper sandgestrahlt	6
			Prüfkörper beschliffen	7,5
			Prüfkörper poliert	11,5
Albakry et al. [6]	2003	<b>Biaxialer Biegeversuch</b>		7,5

### 2.2.3.7 Härte

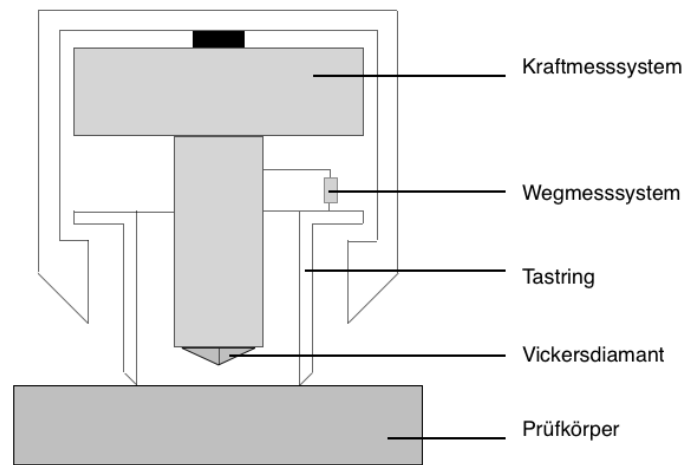
Unter Härte versteht man den Widerstand der Oberfläche eines Werkstoffes gegen lokale plastische (oder plastische/elastische) Verformung durch einen härteren Eindringkörper [44]. Die Härte ist demnach von der Festigkeit zu unterscheiden, welche im Gegensatz dazu die Widerstandsfähigkeit eines Materials gegenüber Verformung und Trennung darstellt (siehe 2.2.3.5).

Man unterscheidet Ritzhärteprüfungen, bei denen ein Eindringkörper langsam unter einem flachen Winkel gleitet, von Eindringhärteprüfungen, bei denen ein Eindringkörper langsam senkrecht in die Oberfläche des Prüfkörpers eindringt [44]. Bei Eindringhärteprüfverfahren nach *Brinell*, *Vickers*, *Knoop* und *Rockwell* beruht die Ermittlung der Härte auf der durch plastische Verformung hervorgerufenen Größe des Eindrucks durch den Eindringkörper. Der Einfluss der elastischen Verformung des Eindrucks wird dabei nicht beachtet. Bei der Eindringhärteprüfung nach *Adolf Martens* (*Martenshärte*) wird die Härte des Prüfkörpers hingegen unter Berücksichtigung der elastischen und schließlich der elastisch/plastischen Verformung des Prüfkörpers ermittelt.

Mit der instrumentierten Eindringhärteprüfung, die in DIN EN ISO 14577 [45] beschrieben wird, können sowohl die *Martenshärte* als auch die sog. Eindringhärte  $H_{IT}$  (äquivalent zur *Vickershärte* HV) ermittelt werden. Zudem können zusätzlich das elastische Eindringmodul  $E_{IT}$  (siehe 2.2.3.8) sowie weitere Parameter wie die elastische und plastische Eindringarbeit quantifiziert werden, welche in dieser Arbeit nicht weiter erläutert werden [zum Ganzen 46].

Abbildung 6 zeigt einen exemplarischen Versuchsaufbau von Eindringhärteprüfungen.

**Abbildung 6.** Versuchsaufbau bei Eindringhärteprüfungen (modifiziert nach *Burkhard* [46]).



Die *Martenshärte*  $HM$  ist ein Maß für den Widerstand eines Prüfkörpers gegen plastische und elastische Verformung. Um sie zu ermitteln, wird einer Prüfmaschine der Eindringkörper auf die polierte Oberfläche des Prüfkörpers mit definierter Last und Eindringtiefe langsam eingedrückt und für eine bestimmte Zeit gehalten. Die Oberfläche verformt sich elastisch und schließlich elastisch/plastisch. Bei dem Eindringkörper handelt es sich um eine vierseitige Diamantpyramide (sog. *Vickerspyramide*), deren Seitenflächen einen Winkel von  $136^\circ$  einschließen kraft- oder eindringtiefengeregelt in die Oberfläche des Prüfkörpers eingedrückt wird. Diese verformt sich elastisch und schließlich elastisch/plastisch [47].

Die maximale Prüfkraft  $F_{\max}$  [N] und die entsprechende maximale Eindringtiefe  $h_{\max}$  [mm] werden instrumentell erfasst (siehe dazu Abbildung 7). Aus der maximalen Eindringtiefe  $h_{\max}$  wird die Oberfläche  $A_s$  die eingedrungene Oberfläche des Eindringkörpers berechnet.

Anschließend kann die *Martenshärte* nach folgender Formel errechnet [46] und in der Einheit  $N/mm^2$  angegeben werden:

$$HM = \frac{F_{max}}{A_S(h_{max})}$$

Hierin bedeuten:

HM *Martenshärte* in N/mm<sup>2</sup>

F<sub>max</sub> maximale Prüfkraft [N]

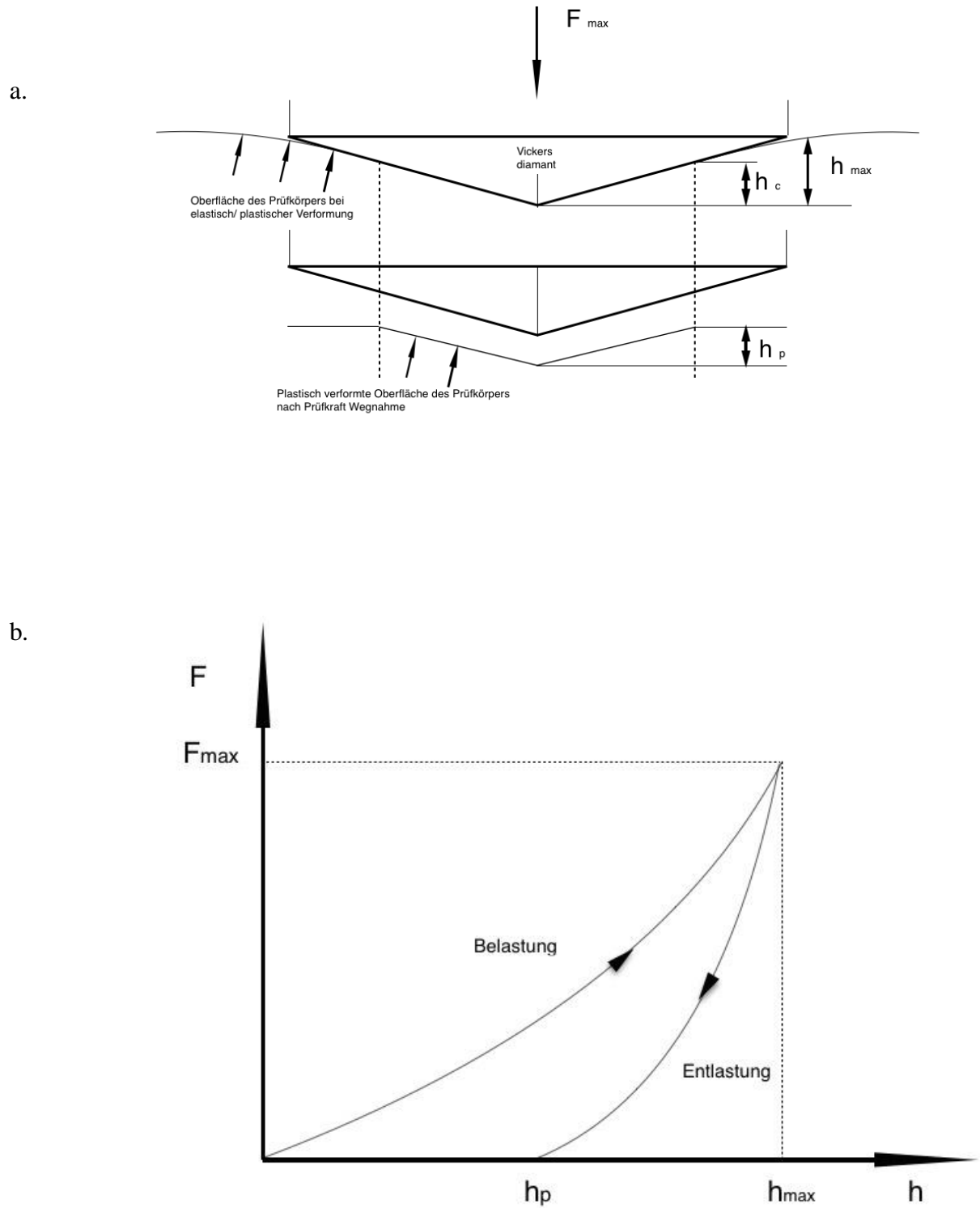
A<sub>s</sub> Eingedrungene Oberfläche der Eindringkörpers

h<sub>max</sub> maximale Eindringtiefe

Die Eindringhärte H<sub>IT</sub> (engl.: instrumented indentation test), die ebenfalls mit Hilfe der instrumentierten Eindringhärteprüfung ermittelt werden kann, unterscheidet sich darin, dass die lediglich ein Maß für den Widerstand des Prüfkörpers gegen plastische Verformung ist. Es besteht eine sehr enge Korrelation der Eindringhärte H<sub>IT</sub> zur *Vickershärte*.

Die Abbildungen 7 a und b zeigen Schemata zur Ermittlung der *Martenshärte* mit Hilfe der instrumentierten Eindringhärteprüfung. Aus den Schemata wird deutlich, dass es sich bei der *Martenshärte* HM um den Widerstand der Oberfläche sowohl gegen plastische als auch gegen elastische Verformung (h<sub>max</sub>) handelt. Im Gegensatz dazu erfasst die Eindringhärte H<sub>IT</sub> nur die plastisch verformte Oberfläche (h<sub>p</sub>) des Prüfkörpers nach Entnahme der Prüfkraft.

**Abbildung 7.** Schematischer Versuchsablauf zur Ermittlung der *Martenshärte* HM mit Hilfe der instrumentierten Eindringhärteprüfung (modifiziert nach *Burkhard* [46]).





Lithium-Disilikat verstärkte Keramiken sind in Bezug auf die ihre Härte vergleichbar mit leuzitverstärkten Keramiken [5, 6, 7]. Beide zeigen generell eine Härte die dem menschlichen Zahnschmelz ähnlich ist [5, 48]. Tabelle 3 zeigt ausgewählte in-vitro Studien, die die Härte Lithium-Disilikat verstärkter Keramiken untersucht haben.

**Tabelle 3.** Auswahl einiger Studien zur Härte aus Lithium-Disilikat verstärkter Keramiken.

Es handelt sich um Prüfkörper, die ausschließlich presstechnologisch hergestellt wurden.

Studie	Jahr	Methode	Härte
Albakry et al. [5]	2003	Vickers ASTM C 1327-99	5,5
Guazzato et al. [7]	2003		5,5
Ivoclar Vivadent AG, Schaan [18]	2011	Vickers HV10	5,9
Della Bona et al. [39]	2006	Vickers HV1	6,3

### 2.2.3.8 Elastisches Eindringmodul

Die Eindringhärteprüfung bietet die Möglichkeit das elastische Eindringmodul zu ermitteln, ein mit dem Elastizitätsmodul (siehe 2.2.3.1) des Prüfkörpers vergleichbares Modul [46]. Zur Ermittlung des elastischen Eindringmoduls wird die bereits zuvor bei der Ermittlung der *Martenshärte* (siehe 2.2.3.7) verwendete Tangente der Krafrücknahme-Eindringtiefe-Kurve im Punkt  $F_{\max}$  eingesetzt. Weiterhin berechnet sich das Eindringmodul mit der Querkontraktionszahl  $\nu_p$  des Prüfkörpers, der Querkontraktionszahl  $\nu_E$  des Eindringkörpers, dem Elastizitätsmodul  $E_E$  des Eindringkörpers, der Kontaktsteifigkeit  $C$  als der Steigung der Krafrücknahmekurve bei maximaler Prüfkraft  $F_{\max}$  sowie der projizierten Kontaktfläche  $A_p$  zwischen Eindringkörper und Prüfkörper zu [46]:

$$E_{IT} = \frac{1 - \nu_p^2}{\frac{2C\sqrt{A_p}}{\sqrt{\pi}} - \frac{1 - \nu_E^2}{E_E}}$$

Hierin bedeuten:

$E_{IT}$     Elastisches Eindringmodul

$\nu_p$     Querkontraktionszahl des Prüfkörpers

$\nu_E$     Querkontraktionszahl des Eindringkörpers (für Diamant wird  $\nu_E = 0,07$  gesetzt)

$E_E$     Elastizitätsmodul des Eindringkörpers

$C$     Kontaktsteifigkeit als Steigung der Krafrücknahmekurve bei maximaler Prüfkraft  $F_{\max}$

$A_p$     projizierten Kontaktfläche zwischen Eindringkörper und Prüfkörper

### 2.2.3.9 Bruchlast

Die Bruchlast ist die Kraft, bei der ein Prüfkörper bricht [16]. Sie wird in *Newton* angegeben und muss klar von der Biegefestigkeit abgegrenzt werden. Während es sich bei Biegefestigkeitsversuchen um Normversuche handelt (siehe 2.2.3.5), handelt es sich bei Untersuchungen der Bruchlast um Prüfungen an realen Geometrien, wie Kronen und Brücken [16]. Die Prüfkörper werden dabei auf entsprechenden Stümpfen befestigt und in einer Universalprüfmaschine bis zum Bruch belastet [49]. Da es kein Normversuch ist, sind die Ergebnisse zwischen den Studien nicht direkt miteinander vergleichbar [16]. So kann zum Beispiel die Schichtstärke der Kronen oder Brücken die Ergebnisse beeinflussen: je stärker die Schicht der Restauration, desto höher kann die Bruchlast ausfallen [50].

Generell unterscheiden sich die Untersuchungen der Bruchlast in der [51, 52, 53, 54]:

- Geometrie der Prüfkörper
- Geometrie und Werkstoff des Stumpfes
- Befestigungsart/-material der Prüfkörper auf den Stümpfen
- Achse des Prüfkörpers in der Prüfmaschine, während der Belastung bzw. Messung der Bruchlast
- Geschwindigkeit der Belastungsvorrichtung, während der Belastung bzw. Messung der Bruchlast
- Vorherigen künstlichen Alterung der Prüfkörper

Bei der Auswahl der Geometrie handelt es sich meist um Seitenzahnkronen mit einer standardisierten anatomischen Kaufläche [55, 56, 57, 58], standardisierte Eckzahnkronen nach *Voss* [52, 53, 54, 59, 60, 61], standardisierte Seitenzahnbrücken [51] oder standardisierte Frontzahnkronen [62].

Bei der Ermittlung der Bruchlast nach der Methode von *Voss* wird ein oberer Eckzahn ausgewählt. Bei dem Zahnstumpf handelt es sich dabei um eine anatoforme Präparation des Eckzahnes mit einer breiten Hohlkehle. Die entsprechende Eckzahnkrone hat zirkulär eine Schichtstärke von ca. 1,5 mm und inzisal eine Stärke von ca. 1,9 mm [53, 59, 63, 64]. Laut *Voss* lässt die Form des Eckzahnes die ungünstigsten Belastungsverhältnisse erwarten. Bei der Ermittlung der Bruchlast wird die Eckzahnkrone von palatinal auf ihrer Spitze in einem Winkel von 45° zur Längsachse belastet [59].

Um eine Untersuchung der Bruchlast kliniknaher zu gestalten, werden die Prüfkörper oft einer vorherigen künstlichen Alterungssimulation (siehe 2.2.3.10) unterzogen. Die künstliche Alterungssimulation zeigt in den meisten Fällen verminderte Werte der Bruchlast gegenüber der Ausgangsbruchlast [65, 66].

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Untersuchungen der Bruchlast eine sehr hilfreiche Ergänzung zu Normversuchen sind, da sie durch die Verwendung realer Geometrien kliniknaher sind.

In Tabelle 4 wird eine Auswahl der Untersuchungen der Bruchlast von Prüfkörpern aus Lithium-Disilikat verstärkten Keramiken dargestellt. Dabei handelt es sich ausschließlich um Vollkronen aus presstechnologischer Herstellung, da das Herstellungsverfahren der Prüfkörper einen signifikanten Einfluss auf die Ergebnisse der Bruchlast haben kann [67]. Zudem handelt es sich ausschließlich um monolithische Prüfkörper, da Prüfkörper die zusätzlich beschichtet werden ein anderes Bruchmuster aufweisen als vollanatomische Prüfkörper. Während bei monolithischen Prüfkörpern das gesamte Gerüst bricht, splittert bei beschichteten Prüfkörpern meist zunächst nur die Verblendung ab [68]. So sind nur Untersuchungen miteinander vergleichbar, bei denen monolithische Prüfkörper aus presstechnologischer Herstellung verwendet wurden.

**Tabelle 4.** Auswahl einiger in-vitro Studien der Bruchlast von Restaurationen aus Lithium-Disilikat verstärkter Keramik. Es handelt sich bei den Prüfkörpern um monolithische Vollkronen (ohne Beschichtung), die ausschließlich presstechnologisch hergestellt wurden.

Studie	Anzahl der Kronen	Kronengeometrie/ Schichtstärke	Stumpf/Material	Befestigung	Künstliche Alterung (KZ = Kauzyklenanzahl im Kausimulator)	Geschwindigkeit der Belastungs- vorrichtung	Bruchlast [N] Standardabweichung (SD)
Johansson et al. [55]	10	Molar, 1,8 – 2,5 mm okklusal, Glaser	Standardisiertes Modell, Kunststoff	SÄT, Multilink	Feuchte Lagerung für 24h, 5000 TC, zwischen 5 - 55 °C, 10.000 KZ, 30 – 300 N	0,255 mm/min. 10° zur Längsachse	1856 (161)
Zhao et al. [56]	20	Molar 1,5 – 2,0 mm okklusal, Glaser (2 mal)	Standardisiertes Modell, Kunststoff	SÄT, Panavia F	dest. H <sub>2</sub> O für 24h bei 37°C	0,5 mm/min. axial	2665,4 (759,2)
Wei YR et al. [69]	13	Molar	Kunststoff	k.A.	H <sub>2</sub> O für eine Woche, 1.2 Mio. KZ, 100N	0,5 mm/min. axial	2071,23 (397,05)
Kern et al. [57]	5	Molar 1,5 – 2,0 mm	Standardisiertes Modell, Metall (Kobalt- Chrom)	Multilink	H <sub>2</sub> O für 3 Tage bei 37°C, insg. 400.000 KZ, Steigerung der Gewichtsbelastung alle 100.000 KZ (3, 5, 9, 11 kg)	2 mm/min. axial	6399,4 (1175,3)
Heintze et al. [70]	72	Molar 1,8 – 2,4 mm	Standardisiertes Modell, Kunststoff	SÄT, Variolink II (36)  GIZ (36)	H <sub>2</sub> O für 24h bei 37°C, 1. 100.000 KZ, 100 N 2. 400.000 KZ, 40, 60, 80, 100 N /Änderung der Gewichts- belastung alle 100.000 KZ 3. 300.000 KZ, 40, 100, 40 N /Änderung der Gewichts- belastung alle 100.000 KZ 4. Kontrollgruppe initial	1 mm/min. axial	Variolink II: 2000 – 3000  GIZ: 1000 - 2500
Cortellini et al. [71]	20	Molar 0,8 – 1,5 mm	Standardisiertes Modell, Epoxidharz	SÄT, Variolink II	1.200.000 KZ, 200 N, 1 Hz	1 mm/min. axial	Hohlkehlpräparation: 1618 (263) Tangentialpräparation: 1655 (353)

### 2.2.3.10 Künstliche Alterung von Prüfkörpern

Keramische Restaurationen sind in der Mundhöhle sowohl Kaubelastungen und einem feuchten Milieu als auch Änderungen der Temperatur durch die Nahrungsaufnahme ausgesetzt. All diese Faktoren nehmen Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften keramischer Restaurationen [72]. So zeigten in-vitro Studien, dass die Festigkeit von Keramiken unter Einfluss von Feuchtigkeit und mechanischer Belastung abnimmt [35, 73, 74]. Vom Einfluss der Feuchtigkeit sind besonders glasbasierte Keramiken betroffen, da Wasser, aufgrund seines Dipolcharakters, in der Lage ist silikatische Bindungen zu lösen [16, 75, 76]. Eine zyklische Belastung kann einerseits Risse in einem keramischen Werkstück hervorrufen und andererseits bereits vorhandene Risse im Gefüge weiter vertiefen. Diese Risse breiten sich bei jeder weiteren Belastung langsam aus, was letztendlich zum Bruch der Restauration führen kann (unterkritisches Risswachstum, siehe 2.2.3.3). Wie schon oben erläutert, wird diese Rissfortschreitung durch eine feuchte Umgebung, wie sie in der Mundhöhle vorliegt, gefördert [35, 77]. Des Weiteren sind Keramiken empfindlich auf Wechsel der Temperatur [23]. Der Grund hierfür ist ihre Sprödigkeit [23]. Bei Metallen bewirken Temperaturspannungen lediglich eine lokale plastische Verformung. Bei Keramiken lösen solche Spannungen hingegen Mikrorisse aus [78].

Um in-vitro Untersuchungen kliniknaher zu gestalten, werden folglich diese Einflüsse durch Methoden zur künstlichen Beschleunigung des Alterungsprozesses der Werkstoffe mit hineinbezogen. Dabei unterscheidet man die thermischen von den mechanischen Methoden. Zu den thermischen Methoden gehören die Wasserlagerung und die Temperaturwechselbelastung [79]. Zu den mechanischen Belastungen gehören die Dauerlastversuche. Eine Kombination aus gleichzeitiger feuchter, thermischer und mechanischer Belastung stellen Kaumaschinen dar. Ein Beispiel für eine künstliche Alterung der Prüfkörper mithilfe einer Kaumaschine ist die Methode nach *Krejci*, die 1990 erstmals

beschrieben wurde [80]. Dabei wird, nach einem bestimmten Protokoll, mithilfe einer computergesteuerten Kaumaschine eine künstliche Alterung des Werkstoffes durch zyklische Belastung, eine feuchte Umgebung und eine Temperaturwechselbelastung ausgelöst [80]. Die computergesteuerte Kausimulation kombiniert die mechanischen okklusalen Belastungen mit den Temperaturbelastungen, indem die Kammern, in denen sich die Prüfkörper befinden, abwechselnd mit kaltem und mit warmen Wasser gespült werden [80, 81, 82].

Generell gibt es bisher keine internationale Standardisierung der künstlichen Alterung von Prüfkörpern. Lediglich für das Temperaturwechselbad in eine Standardisierung beschrieben: die Temperatur sollte zwischen 5°C und 55°C wechseln [83]. Aufgrund der diversen Methoden zeigen Studien, die die künstliche Alterung von Prüfkörpern aus Lithium-Disilikat Keramiken untersuchen, unterschiedliche Resultate [72, 84]. *Nawafleh et al* [72] haben sich mit den Methoden und Studien zur künstlichen Alterung von Prüfkörpern aus Lithium-Disilikat verstärkten Keramiken auseinandergesetzt und beschreiben folgende Empfehlungen:

- Die Belastung bei Dauerlastversuchen oder in einer Kaumaschine sollte äquivalent zu den durchschnittlichen Kräften der Kaumuskulatur sein [85]. Zudem sollte die Frequenz der Belastung dem durchschnittlichen Kontakt zwischen den Zahnreihen entsprechen. Dazu gibt es jedoch zurzeit keine ausreichende Datenlage.
- Das Temperaturwechselbad sollte nach einem standardisierten Protokoll durchgeführt werden wie z.B. dem Wechsel der Temperatur in einem Bereich von 5°C zu 55°C [8, 69, 84, 86, 87, 88, 89].
- Bei mechanischen Belastungen sollte natürliches Zahnschmelz als Antagonist und Stumpf dienen [90, 91, 92, 93].
- Neben einer vertikalen Kaubewegung solle eine Kausimulation auch laterale Bewegungen nachahmen, da diese ebenfalls einen Effekt auf die Festigkeit einer Restauration ausüben [94, 95].

### 2.2.3.11 Abrasionsbeständigkeit

Die Tribologie ist im Wissenschafts- und Technikbereich die Lehre von Reibung, Verschleiß und Schmierung. Ein tribologisches System setzt sich aus einem Grundkörper, einem Gegenkörper, einem Zwischenstoff und einem Umgebungsmedium zusammen [96].

Verschleiß ist der fortschreitende Substanzverlust aus der Oberfläche eines festen Körpers, hervorgerufen durch mechanische Ursachen, d. h. Kontakt und Relativbewegung eines festen, flüssigen oder gasförmigen Gegenkörpers [96]. Das Ausmaß des Substanzverlustes ist nicht allein von den Werkstoffeigenschaften, wie Härte oder Oberflächenrauigkeit, eines einzelnen Körpers abhängig, sondern von der Art der im gesamten tribologischen System verwendeten Stoffe und der darauf wirkenden Faktoren [97]. Die beim Verschleißvorgang ablaufenden physikalischen und chemischen Prozesse, können in vier verschiedene Verschleißmechanismen unterteilt werden: Adhäsion, Abrasion, Oberflächenzerrüttung (Ermüdung) und Tribochemische Reaktion (Tribooxidation) [98].

Für die Zahnmedizin ist der Mechanismus Abrasion von großer Bedeutung. Die Abrasion ist eine Substanzablösung aufgrund harter Partikel zwischen dem beanspruchten Grundkörper und dem Gegenkörper [98]. Befinden sich die Partikel direkt an einem dieser Körper, so spricht man auch von Zwei-Körper-Verschleiß (Grundkörper + Gegenkörper; engl.: two-body-wear). Befinden sich die Partikel hingegen lose zwischen den Körpern, spricht man von Drei-Körper-Verschleiß (Grundkörper + Zwischenstoff + Gegenkörper; engl.: three-body-wear) [96, 98, 99]. Sowohl beim Zwei-Körper- als auch beim Drei-Körper-Verschleiß bewirkt der Gegenkörper einen Substanzverlust durch vier verschiedene Grundmechanismen: Mikropflügen (Mikroploughing), Mikrospanen (Microcutting), Mikroermüden (Microfatigue) und Mikrobrechen (Microcracking) [96]. Bei der Abrasion wirken diese Mechanismen meist gleichzeitig. Die Eigenschaften eines Werkstoffes bestimmen dabei das Ausmaß der Auswirkungen des einzelnen Mechanismus. Während spröde Werkstoffe, wie Keramiken,



zum Substanzverlust durch Mikrobrechen neigen, abradieren duktile Werkstoffe eher durch Mikrospanen [96].

Im menschlichen Gebiss unterscheidet man beim Verschleiß eher nach der Ursache und weniger nach dem zugrunde liegenden Mechanismus. Dabei gibt es die Unterteilung in Attrition, Abrasion und Erosion. Die Abrasion als Ursache für Zahnhartsubstanzverlust ist begrifflich von der Attrition als Verschleißmechanismus abzugrenzen. Bei der Attrition entsteht der Substanzverlust durch direkten Kontakt antagonistischer Zähne. Dies geschieht z.B. beim gewöhnlichen Zubeißen, Schlucken oder Sprechen (physiologisch) oder durch Parafunktionen wie Bruxismus (unphysiologisch). Die Abrasion hingegen ist der Abrieb von Zahnhartsubstanz oder Restaurationsmaterialien durch körperfremde Partikel. Als solche Partikel ist z.B. Nahrung anzusehen (Demastikation) oder Abrasionskörper aus Zahnpasten. [13]. Als Erosion bezeichnet man einen chemisch, jedoch nicht bakteriell, bedingten Substanzverlust, der u.a. durch Säureeinwirkungen auf die Zahnhartsubstanz oder „Putztraumata“ ausgelöst wird [100].

Folglich ist bei Substanzverlust der Zahnhartsubstanz zu beachten, dass dieser durch eine Vielzahl von Faktoren beeinflusst wird, wie [13, 24, 101]:

- Ernährung des Patienten (Säureeinwirkung)
- Psychische Belastung des Patienten (Parafunktionen wie Bruxismus)
- Anzahl vorhandener Zähne (statische und dynamische Okklusion)
- Art und Werkstoff vorhandener Restaurationen
- Position im Zahnbogen (gelenknah oder gelenkfern)
- Berufliche Exposition (Sand, Staub)
- Art und Zustand der Mundhygiene des Patienten („Putztraumata“)

Der Verschleiß der Zahnhartsubstanz und Restaurationsmaterialien kann in-vivo oder in-vitro quantifiziert werden. In-vivo Untersuchungen haben gegenüber den in-vitro Untersuchungen den Nachteil, dass die Werte aufgrund der zahlreichen oben beschriebenen Einflussfaktoren oft hohe Streuungen aufweisen. Mit Hilfe von in-vitro Versuchen, kann der Substanzverlust ohne Einfluss dieser Faktoren bestimmt werden. Dazu muss der Kauvorgang simuliert werden. Für diese Kausimulation wurden eine Reihe spezieller Geräte entwickelt. Sie unterscheiden sich im Aufbau, den Gegenkörpern, dem umgebenden Medium, den verwendeten Kräften und den Bewegungen der Prüfkörper [24, 102, 103, 104].

Bei der Untersuchung des Zwei-Körper-Verschleißes (two-body-wear) wird der Substanzverlust in den sog. okklusalen Kontaktarealen (OCA, engl.: occlusal contact area) gemessen [105, 106]. Zur Verschleißsimulation kann unter anderem eine Pin-on-disc-Apparatur oder ein computergesteuerter Kausimulator verwendet werden.

Die Pin-on-disc-Apparatur wurde an der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Ludwig-Maximilians-Universität München entwickelt. Dabei wird eine rotierende Scheibe aus dem zu prüfenden Werkstoff mit einem Antagonisten (Pin aus Aluminiumoxid) senkrecht zu Scheibe belastet. Mithilfe eines Wegsensors wird das Einsenken des Pins in den Prüfkörper gemessen und so der Verschleiß nach einer bestimmten Anzahl von Rotationen des Prüfkörpers ermittelt [107].

Bei der Verschleißsimulation mittels computergesteuerter Kausimulatoren können sowohl vertikale als auch horizontale Kaubewegungen erzeugt werden. Zusätzlich kann eine künstliche Beschleunigung des Alterungsprozesses der Prüfkörper bewirkt werden (siehe 2.2.3.10). Um die Untersuchungen kliniknaher zu gestalten, werden bei dieser Art von Kausimulation häufig Antagonisten aus Zahnschmelz gegenüber einem zu prüfendem Werkstoff angewendet. Auf diese Weise kann gleichzeitig der Substanzverlust der Zahnhartsubstanz gegenüber dem zu prüfenden Werkstoff ermittelt werden. Dabei werden vor

und nach der Kausimulation die Prüfkörper (Grundkörper und Gegenkörper) dreidimensional erfasst. Die Daten nach der Kausimulation werden mit denen vor der Simulation überlappt und somit der Substanzverlust (in  $\mu m$  und/oder  $\mu m^3$ ) errechnet [24].

Bei Untersuchungen des Drei-Körper-Verschleißes (three-body-wear) wird in der Zahnmedizin meist der Substanzverlust durch bestimmte Nahrungsbestandteile oder Zahnpflegemittel quantifiziert [108]. Dabei wird auch der Substanzverlust auch an den sog. kontaktpunktfreien Bereichen (OFA, engl.: contact free area) ermittelt [105, 106]. Für die Untersuchung gibt es eine Reihe spezieller Geräte, wie z.B. die ACTA-Maschine (Akademisch Centrum Tandheelkunde Amsterdam) [109]. Bei der Messung mit dieser Methode wird ein Prüfkörperrad mit mehreren voneinander getrennten Kammern mit dem zu prüfenden Werkstoff gefüllt. Der Substanzverlust wird durch ein gehärtetes Antagonistenrad aus Spezialstahl und dem verwendeten Medium hervorgerufen [110, 111].

Weitere Methoden sind der OHSU wear tester (Oregon Health Sciences University), Minnesota-, Zürich-, Alabama-, Freiburg- und Newcastle-Kausimulator und das Zahnbürstenverfahren [24, 81, 112].

Bei den beschriebenen in-vitro Untersuchungen des Zwei- und Drei-Körper-Verschleißes tritt (ebenso wie in-vivo) hauptsächlich der Verschleißmechanismus Abrasion auf. Deshalb wird im Rahmen dieser Untersuchungen und in der Zahnmedizin allgemein von der sog. Abrasionsbeständigkeit eines Werkstoffes gegenüber einem anderen Werkstoff gesprochen. Damit wird in diesem Fall auf den Verschleißmechanismus Abrasion und nicht auch auf die Abrasion als Verschleißursache Bezug genommen. Im Folgenden soll der Begriff der Abrasionsbeständigkeit daher auch in diesem Sinne für die Charakterisierung und Quantifizierung des Substanzverlustes verwendet werden.

Im Hinblick auf die Abrasionsbeständigkeit haben Studien gezeigt, dass Lithium-Disilikat verstärkte glasbasierte Keramiken gegenüber dem Schmelzantagonisten zwar einen etwas höheren Substanzverlust als konventionelle Glaskeramiken aufweisen, der Substanzverlust jedoch im Verhältnis zu einer Zahnschmelzreferenz vergleichbar oder gleich ist [113, 114, 115].

Zudem zeigten eine Reihe von Studien, dass glasbasierte Keramiken insgesamt einen höheren Substanzverlust am Schmelzantagonisten verursachen als unverblendete Oxidkeramiken, jedoch ist auch hier der Substanzverlust vergleichbar oder gleich mit einer Zahnschmelzreferenz [102, 114, 115, 116].

### **2.3 Indikationsbereich glasbasierter Keramiken und klinische Überlebensrate**

Aufgrund ihrer in 2.2.3 aufgezeigten mechanischen Eigenschaften eignen sich leuzitverstärkte Keramiken hauptsächlich für adhäsiv befestigte Einzelzahnrestorationen wie Kronen oder Inlays.

Lithium-Disilikat verstärkte glasbasierte Keramiken hingegen können unter anderem aufgrund der deutlich höheren Biegefestigkeit und Bruchzähigkeit neben Einzelzahnrestorationen auch für kleine Brücken eingesetzt werden. Dabei müssen sie nicht zwingend adhäsiv eingesetzt werden.

Tabelle 5 zeigt eine Übersicht über den klinischen Einsatz gängigster glasbasierter Keramiken.

**Tabelle 5.** Indikationsbereich gängigster glasbasierter Keramiken (übernommen aus *Kern et al.* [12]).

	Leuzitverstärkte Keramik	Lithium-(Di)silikat verstärkte Keramik
Krone, Frontzahn	✓	✓
Krone, Seitenzahn	✓	✓
Brücke, Frontzahn		✓
Brücke, Seitenzahn		✓ bis 2.Prämolar
Teilkrone	✓	✓
Inlay	✓	✓
Veneer	✓	✓
Doppelkrone, Primärteil		✓
Implantatkrone		✓
Abutment		✓
Klebebrücke, Frontzahn		✓
Inlaybrücke		

Bei einer klinischen Studie [117] wurden 104 Einzelzahnkronen aus Lithium-Disilikat verstärkter Keramik bei insgesamt 41 Patienten eingesetzt. Davon waren 82 Frontzahn- und 22 Seitenzahnkronen. Die Mindestschichtstärke der Kronen betrug 0,8 mm. Die Kronen wurden mit einer Verblendkeramik verblendet. 69,2% der Kronen wurden adhäsiv eingesetzt, 30,8% der Kronen hingegen mit einem Glasionomerezement. Während der Untersuchungen wurden 10 Kronen als Studienabbrecher definiert. Die Überlebensrate der Kronen (nach *Kaplan-Meier*) betrug nach 5 Jahren 97,4% und nach 8 Jahren 94,8%. Auf die Überlebensrate hatte weder die Lage im Gebiss (Front- oder Seitenzahnggebiet) noch die die Befestigungsart der Restaurationen einen signifikanten Einfluss.

Eine weitere Untersuchung [118] untersuchte die Überlebensrate von 40 Teilkronen aus Lithium-Disilikat verstärkter Keramik (Presstechnologie) und 40 Teilkronen aus leuzitverstärkter Keramik (CAD/CAM-Technologie). Die Restaurationen wurden ausschließlich in vitalen ersten oder zweiten Molaren eingesetzt. Die Überlebensrate betrug nach 7 Jahren (ebenfalls nach *Kaplan-Meier*) für die Teilkronen aus Lithium-Disilikat verstärkter Keramik 100% und für die Teilkronen aus leuzitverstärkter Keramik 97%.

Des Weiteren zeigte eine klinische Studie [119], die insgesamt 261 Kronen (davon 101 Frontzahn- und 160 Seitenzahnkronen) aus Lithium-Disilikat verstärkter Keramik untersucht hat, nach 10 Jahren eine Überlebensrate (nach *Kaplan-Meier*) von 95,5%.

Eine andere Studie [120] zeigte, dass die Leistungsfähigkeit von Kronen aus Lithium-Disilikat verstärkten Keramiken vergleichbar ist mit derer von metallkeramischen Kronen.

Somit lässt sich schlussfolgern, dass Restaurationen aus verstärkten glasbasierten Keramiken, insbesondere solche, die durch Lithium-Disilikat verstärkt sind, eine hervorragende Alternative zu metallkeramischen Restaurationen darstellen, da sie sehr gute klinische Überlebensraten zeigen.

### **3 ZIEL DER ARBEIT**

Untersuchungsziel dieser Dissertation war die Charakterisierung und der Vergleich mechanischer Eigenschaften von vier verschiedenen verstärkten glasbasierten Presskeramiken. Untersucht wurden die Keramiken auf ihre Biegefestigkeit, *Martenshärte*, das elastische Eindringmodul, Bruchlast und Abrasionsbeständigkeit.

Die Hypothese der Dissertation lautete, dass die neue experimentelle Lithium-Disilikat verstärkte glasbasierte Keramik vergleichbare mechanische Eigenschaften wie die seit Jahren auf dem Markt gängige Keramik *IPS e.max Press* zeigt. Als Kontrollgruppe diente dabei eine leuzitverstärkte glasbasierte Keramik.

## 4 MATERIAL UND METHODEN

### 4.1 Verwendete Keramiken

Die Studie untersucht vier verschiedene glasbasierte Keramiken für die Presstechnologie: eine experimentelle Lithium-Disilikat verstärkte Keramik, die Lithium-Disilikat verstärkte Keramik *IPS e.max Press* (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) und die leuzitverstärkte Keramik *IPS Empress Esthetic* (Ivoclar Vivadent) als Kontrollgruppe. Von *IPS e.max Press* wurden zwei verschiedene Pressrohlinge verwendet: zum einen Rohlinge mit einer hohen Transluzenz (HT – *High Translucency*) und zum anderen Rohlinge mit einer niedrigen Transluzenz (LT - *Low Translucency*). Tabelle 6 enthält eine Übersicht der verwendeten Keramiken und die im Folgenden für diese benutzten Abkürzungen.

**Tabelle 6.** Verwendete glasbasierte Keramiken und deren Zusammensetzung.

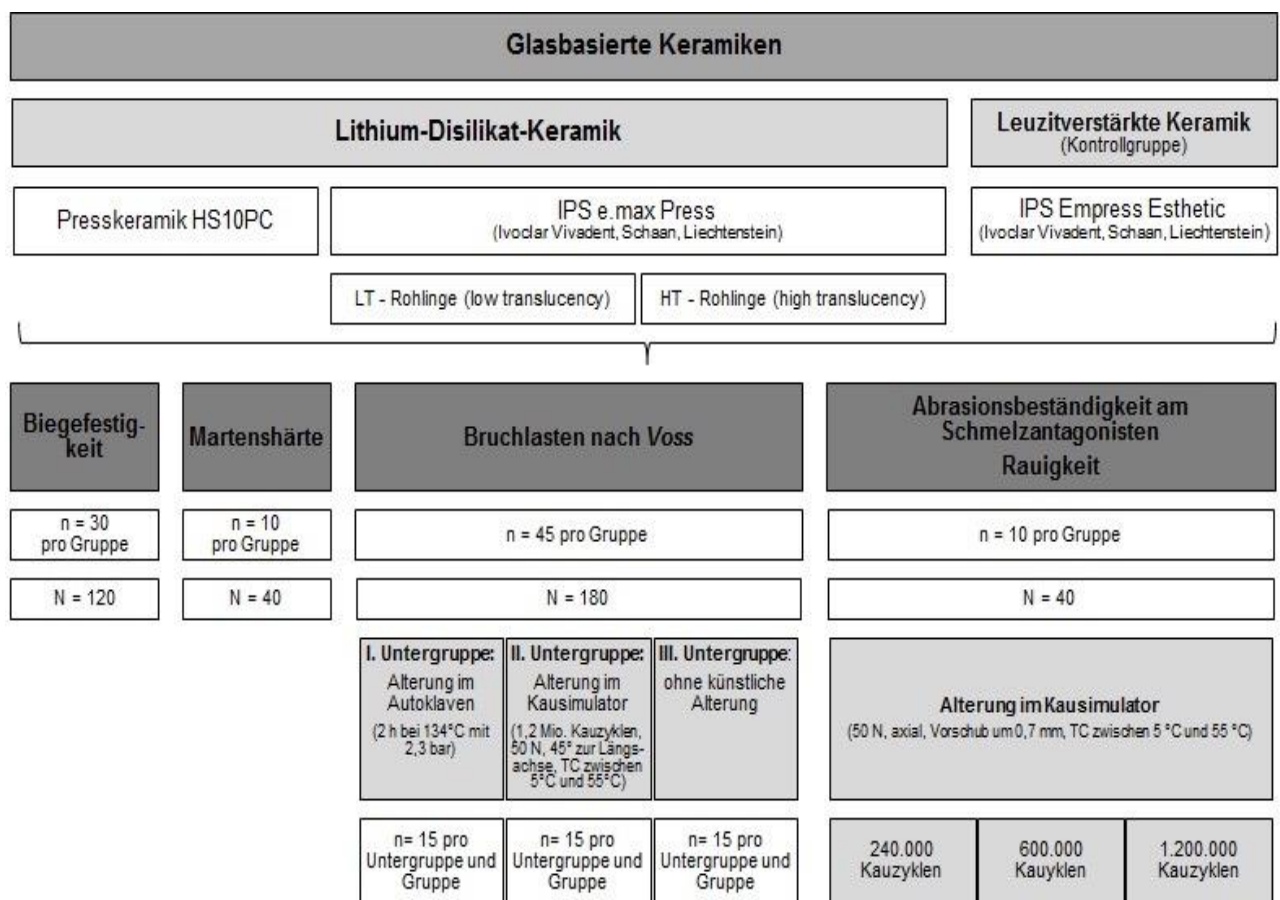
Glasbasierte Keramik	Zusammensetzung	Hersteller	Abkürzung	Lot Nummer
HS10PC	SiO <sub>2</sub> : 65-80%, Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> : 0-11%, Li <sub>2</sub> O: 11-19%, K <sub>2</sub> O: 0-7%, Na <sub>2</sub> O: 0-5%, CaO: 0-10%, P <sub>2</sub> O <sub>5</sub> : 1.5-7%, ZnO: 0-7%, andere Oxide und Pigmente: 0-15%	estetic ceram, Triesen, Liechtenstein	HS10PC	V131112
<i>IPS e.max Press</i>	SiO <sub>2</sub> : 57-80%, Li <sub>2</sub> O: 11-19%, K <sub>2</sub> O: 0-13%, P <sub>2</sub> O <sub>5</sub> : 0-11%, ZrO <sub>2</sub> : 0-8%, ZnO: 0-8%, andere Oxide und Pigmente: 0-10%	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	LT	LT: R58429
			HT	HT: R57067, R59738
<i>IPS Empress Esthetic</i>	SiO <sub>2</sub> : 60-65%, Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> : 16-20%, K <sub>2</sub> O: 10-14%, Na <sub>2</sub> O: 3.5-6.5%, andere Oxide: 0.5-1%, Pigmente: 0.2-1%	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	E	N14562



## 4.2 Übersicht der Versuchsreihe

Für jede Keramik (HS10PC, LT, HT und E) wurden jeweils 30 Prüfkörper für die Untersuchung der Biegefestigkeit, 10 Prüfkörper für die Untersuchung der *Martenshärte*, 45 Prüfkörper für die Untersuchung der Bruchlast nach *Voss* und 10 Prüfkörper für die Untersuchung der Abrasionsbeständigkeit hergestellt. Für die Untersuchung der Bruchlast wurden die Prüfkörper in drei Gruppen unterteilt: Alterung im Autoklaven, Alterung im Kausimulator und ohne künstliche Alterung. Abbildung 8 zeigt eine schematische Übersicht der Versuchsreihen.

**Abbildung 8.** Schematische Übersicht der Versuchsreihen.



### 4.3 Herstellung der Prüfkörper und Durchführung der Untersuchungen

#### 4.3.1 Biegefestigkeit

Für die Herstellung der Prüfkörper für die Untersuchung der Biegefestigkeit (N=120, n=30) wurden Stäbe in der Größe 3 x 4 x 30 mm aus Wachsplatten (Dental Concept Wax BlueContrast) mittels CAD/CAM Technologie gefräst. Anschließend wurden die Stäbe in den von den jeweiligen Herstellern empfohlenen Einbettmassen und Muffelsystemen eingebettet (Tabelle 9). Für E wurde die Einbettmasse Esthetic Speed (Ivoclar Vivadent) für LT und HT die Einbettmasse Press VEST (Ivoclar Vivadent) und für die HS10PC die Einbettmasse HS-PC (Zubler, Ulm, Germany) verwendet (siehe Tabelle 8). Bei der Verarbeitung wurden alle Herstellerangaben eingehalten. Die Muffeln wurden nach angegebener Abbindezeit der jeweiligen Einbettmasse in einen Vorwärmofen (KaVo EWL, Type 5636, Biberach, Deutschland) gestellt. Nach entsprechender Haltezeit der Muffeln auf Endtemperatur (850°C) wurden die jeweiligen Keramiken in den vom Hersteller empfohlenen Pressöfen (für E, HT, LT: EP 500, Ivoclar Vivadent; für HS10PC: Vario 300, Zubler) verpresst. Die adäquaten Pressparameter sind detailliert in Tabelle 7 dargestellt und wurden eingehalten.

**Tabelle 7.** Pressparameter der verwendeten glasbasierten Keramiken

	B (°C)	t (°C/min)	T (°C)	H (min)	P (bar)
HS10PC	700	60	885	20	5
<i>IPS e.max Press</i> LT und HT	700	60	920	15	5
<i>IPS Empress Esthetic</i>	700	60	1075	20	5

B = Bereitschaftstemperatur  
H = Haltezeit

t = Aufheizrate  
P = Druck

T = Brenntemperatur

Nach dem Abkühlen der Muffeln wurden die gepressten Elemente nach den Herstellerrichtlinien in einem Feinstrahlgerät (Sandmaster FG 3-92, Zofingen, Schweiz) ausgebettet (Tabelle 8). Für die Grobausbettung von E, LT und HT wurde Glanzstrahlmittel mit einer Korngröße von 50  $\mu\text{m}$  bei 4 bar Druck verwendet. Für die Feinausbettung wurde ebenfalls Glanzstrahlmittel mit einer Korngröße von 50  $\mu\text{m}$  verwendet, jedoch bei einem Druck von 2 bar. Die beim Pressvorgang entstandene Reaktionsschicht bei LT und HT wurde mit *IPS e.max Press Invex Liquid* (Ivoclar Vivadent) entfernt. Für die Grobausbettung von HS10PC wurde Aluminiumoxid mit einer Korngröße von 125  $\mu\text{m}$  bei 2 bar Druck verwendet. Die Feinausbettung erfolgte mit Glanzstrahlmittel mit einer Korngröße von 50  $\mu\text{m}$  bei 2 bar Druck. Die Reaktionsschicht wurde mit Aluminiumoxid mit einer Korngröße von 50  $\mu\text{m}$  bei maximal 2 bar Druck beseitigt. Abbildung 9 zeigt die Elemente nach der Grob- und Feinausbettung

**Abbildung 9.** Prüfkörper nach der Grob- und Feinausbettung.



Die Prüfkörper sämtlicher Werkstoffe wurden daraufhin mit einer dünnen Diamantscheibe (30  $\mu\text{m}$ ) von den Presskanälen abgetrennt. Die Schleifstellen wurden mit einem Finierer ausgearbeitet und geglättet. Um eine Überhitzung zu vermeiden, wurden die Schleifstellen permanent befeuchtet. Tabelle 8 zeigt die Materialien und Geräte, die für die Herstellung der Prüfkörper aus den jeweiligen Keramiken verwendet wurden.

**Tabelle 8.** Verwendetes Material und Geräte während der presstechnologischen Herstellung der Prüfkörper für die Ermittlung der Biegefestigkeit, *Martenshärte* und Bruchlasten.

	<b>HS10PC</b>	<b>IPS e.max Press (LT und HT)</b>	<b>IPS Empress Esthetic</b>
<b>Einbettmasse</b>	HS-PC Zubler Gerätebau GmbH, Ulm, Deutschland  LOT Nummer:  Pulver: 55578323 Liquid: 00279	IPS PressVEST Speed Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein  LOT Nummer:  LT: R58429 Pulver: RL3069 / Liquid: RL3080, RL3081  HT: Pulver: JL3030 Liquid: JL 3041	IPS Empress Esthetic Speed Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein  LOT Nummer:  Pulver: JL3030 Liquid: JL 3041
<b>Muffelsystem</b>	zubler Flex Ring System Zubler Gerätebau GmbH, Ulm, Deutschland	IPS Silikonring mit entsprechender Muffellehre Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	
<b>Abbindezeit der Einbettmasse</b>	21 min	min. 30 min, max. 45 min	
<b>Vorwärmofen</b>	KaVo EWL, Type 5636, Biberach, Deutschland		
<b>Endtemperatur beim Vorwärmen der Muffel</b>	850°C		
<b>Haltezeit der Muffel auf Endtemperatur</b>	min. 60 min (200g Muffel)		
<b>Pressofen</b>	VARIO PRESS 300.e Zubler Gerätebau GmbH, Ulm, Deutschland	EP 500 Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	
<b>Ausbettung:</b>			
<b>Grobausbettung</b>	Aluminiumoxid (Korngröße 125 µm) bei 2 bar Druck	Glanzstrahlmittel (Korngröße 50 µm) bei 4 bar Druck	
<b>Feinausbettung</b>	Glanzstrahlmittel (Korngröße 50 µm) bei 2 bar Druck	Glanzstrahlmittel (Korngröße 50 µm) bei 2 bar Druck	
<b>Entfernung der Reaktionsschicht</b>	Aluminiumoxid (Korngröße 50 µm) bei 2 bar Druck	IPS e.max Press Invex Liquid für 10 min, danach Aluminiumoxid (Korngröße 50 µm) bei 2 bar Druck	-
<b>Abtrennen</b>	Diamanttrennscheibe (30µm, Komet Dental, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland)		
<b>Ausarbeiten</b>	Diamantfinierer (30µm, Komet Dental, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland)		

Anschließend wurden die Prüfkörper unter Wasserkühlung mit SIC Papier (Scan-Dia, Hagen, Deutschland) mit Korngrößen FEPA P500 (jede Seite jeweils 10 Sekunden), P2400 (jede Seite jeweils 30 Sekunden) und P4000 (jede Seite jeweils 30 Sekunden) poliert. Dafür wurde eine spezielle Vorrichtung aus hochwertigem Stahl konstruiert. In diese wurden Hohlräume in der Größe der Prüfkörper gefräst, so dass in die Vorrichtung zeitgleich zehn Prüfkörper eingelegt werden konnten. In den Hohlräumen befanden sich zwei kleine Öffnungen, so dass mittels Unterdruck die Prüfkörper während des Polierens fest in der Vorrichtung gehalten werden konnten. Abbildung 10 zeigt die beschriebene Vorrichtung.

**Abbildung 10.** Stahlvorrichtung für die Politur der Prüfkörper.



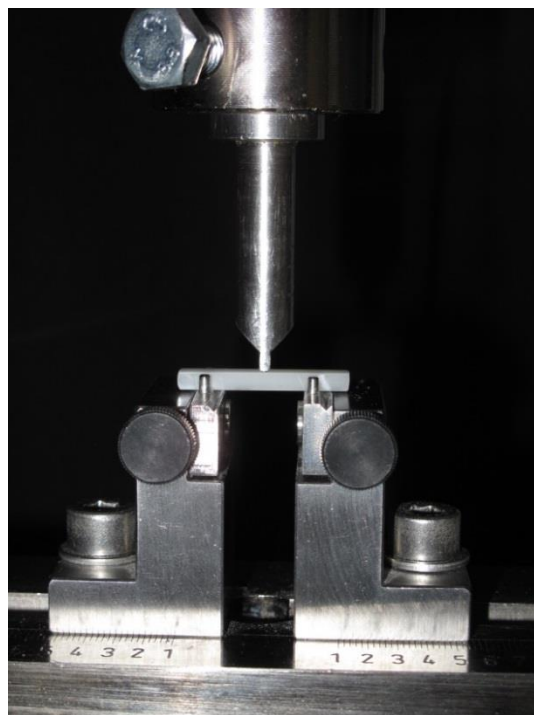
Die Dreipunktbiegefestigkeit wurde nach ISO 6872 [10] ermittelt. Dazu wurden zunächst die Dimensionen der Prüfkörper mit Hilfe einer digitalen Bügelmessschraube (Mitutoyo, IP65, U.S.A.) mit einer Genauigkeit von 0,01 mm gemessen. Abbildung 11 zeigt die Vermessung der Prüfkörper.

**Abbildung 11.** Vermessen der Prüfkörper mit Hilfe einer digitalen Bügelmessschraube.



Daraufhin wurden die Prüfkörper in einen passenden Probenhalter hineingelegt und in einer universellen Prüfmaschine (Zwick/Roell Z010, Zwick, Ulm, Deutschland) mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 1 mm/min bis zum vollständigen Bruch belastet. Abbildung 12 zeigt den Versuchsaufbau.

**Abbildung 12.** Versuchsaufbau der Untersuchung der Dreipunktbiegefestigkeit.



Die zum Bruch des Prüfkörpers führende Kraft ( $F_{\text{Bruch}}$ ) wurde ermittelt und die Dreipunktbiegefestigkeit nach folgender Formel berechnet:

$$\sigma = \frac{3Fl}{2bh^2}$$

Hierin bedeuten:

$\sigma$  = Biegefestigkeit [MPa]

$F_{\text{Bruch}}$  = zum Bruch des Prüfkörpers führende Kraft [N]

$l$  = Abstand zwischen den Widerlagern [mm]

$b$  = Breite des Probekörpers [mm]

$h$  = Höhe des Probekörpers [mm]

Der Abstand zwischen den Widerlagern betrug 14 mm.

#### 4.3.2 Härte

Für die Ermittlung der *Martenshärte* wurden zunächst mit einer Präzisionstrennmaschine (Secotom 50, Struers GmbH, Ballerup, Dänemark) Blöcke in der Größe der späteren Prüfkörper (10 x 10 x 2 mm) aus einem Acrylblock (CAD-WAXX CW-40, VITA, Bad Säckingen, Deutschland) geschnitten. Dazu wurde eine Diamanttrennscheibe benutzt (BOD20, Strues GmbH). Die Elemente wurden anschließend mit jeweils zwei Kanälen angestiftet und in den vom jeweiligen Hersteller empfohlenen Einbettmassen und Muffelsystemen eingebettet (Tabelle 8). Die presstechnologische Fertigung der Prüfkörper

sowie die Ausbettung erfolgte auf dieselbe Weise wie die Herstellung der Prüfkörper zur Bestimmung der Biegefestigkeit (siehe unter 4.3.1 und Tabelle 8). Auch hier wurden sämtliche Herstellerangaben eingehalten. Abbildung 13 zeigt die Prüfkörper nach der Grob- und Feinausbettung.

**Abbildung 13.** Prüfkörper nach der Grob- und Feinausbettung

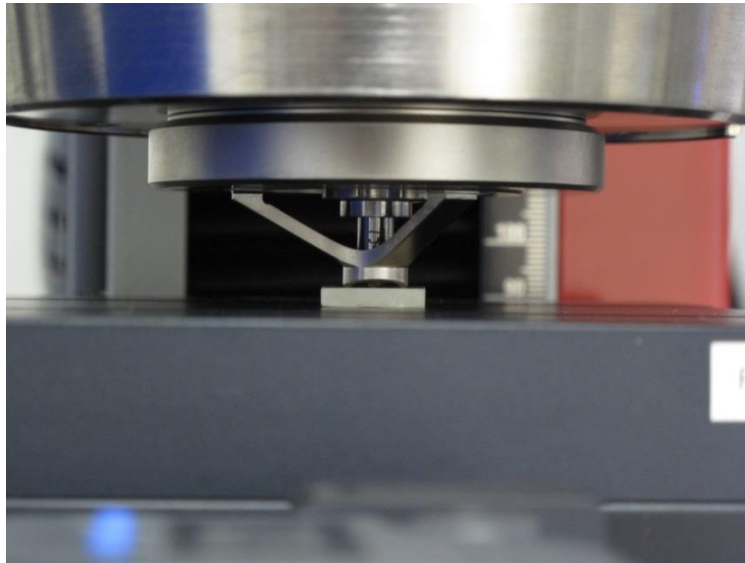


Die Prüfkörper wurden unter Wasserkühlung mit SIC Papier mit Korngrößen FEPA P500, P2400 und P4000 (Struers GmbH) bei 300 U/min jeweils 60 Sekunden poliert.

Mittels einer universellen Härteprüfmaschine (Zwick/Roell, ZHU 0.2, Zwick) wurden die Prüfkörper auf der polierten Oberfläche mit einer Prüfkraft von 9,807 N für 20 Sekunden belastet (Eindringhärteprüfung siehe 2.2.3.7). Abbildung 14 zeigt den Versuchsaufbau.



**Abbildung 14.** Versuchsaufbau der Untersuchung der *Martenshärte* mithilfe universeller Härteprüfmaschine.



Die Messung wurde auf jedem Prüfkörper jeweils sechs Mal ausgeführt. Die *Martenshärte* und das elastische Eindringmodul wurden mithilfe der Software *testXpert* Version 12.3 (Zwick) mit folgenden Formeln errechnet:

*Martenshärte*:

$$HM = \frac{F_{max}}{A_S(h_{max})}$$

Hierin bedeuten:

HM *Martenshärte* in N/mm<sup>2</sup>

F<sub>max</sub> maximale Prüfkraft [N]

A<sub>S</sub> Eindringene Oberfläche der Eindringkörpers

h<sub>max</sub> maximale Eindringtiefe

Elastisches Eindringmodul:

$$E_{IT} = \frac{1 - \nu_p^2}{\frac{2C\sqrt{A_p}}{\sqrt{\pi}} - \frac{1 - \nu_E^2}{E_E}}$$

Hierin bedeuten:

$E_{IT}$     Elastisches Eindringmodul

$\nu_p$     Querkontraktionszahl des Prüfkörpers

$\nu_E$     Querkontraktionszahl des Eindringkörpers (für Diamant wird  $\nu_E = 0,07$  gesetzt)

$E_E$     Elastizitätsmodul des Eindringkörpers

$C$     Kontaktsteifigkeit als Steigung der Krafrücknahmekurve bei maximaler Prüfkraft  $F_{\max}$

$A_p$     projizierten Kontaktfläche zwischen Eindringkörper und Prüfkörper

#### 4.3.3 Bruchlast

Für die Untersuchung der Bruchlast nach der Methode von Voss wurden zunächst mithilfe eines Wachsinjektors (Fischer, Pforzheim, Deutschland) formkongruente Kronen eines oberen Eckzahnes (N=180, n=45 pro Gruppe) aus Wachs (Order-No. 3316E, Fischer, Pforzheim, Deutschland) hergestellt. Die Schichtstärke der Krone betrug zirkulär ca. 1,5 mm und inzisal ca. 1,9 mm [53, 59, 63, 64].

Die Kronen wurden auf entsprechenden Stümpfen eines anatoform hohlkehlpräparierten oberen Eckzahnes aufgepasst. Die Stümpfe bestanden aus einer Chrom-Kobalt-Legierung. Abbildung 15 zeigt die Geometrie des Stumpfes.

**Abbildung 15.** Geometrie der Chrom-Kobalt-Stümpfe (Ansicht von links nach rechts: mesial, labial, distal, palatinal).



Anschließend wurden die Kronen angestiftet und in den vom jeweiligen Hersteller empfohlenen Einbettmassen und Muffelsystemen eingebettet (Tabelle 8). Die presstechnologische Fertigung und Ausbettung der Kronen erfolgte auf dieselbe Weise wie die Herstellung der Prüfkörper zur Bestimmung der Biegefestigkeit und der *Martenshärte* (siehe 4.3.1 und Tabelle 8). Alle Herstellerangaben wurden eingehalten. Abbildung 16 zeigt die Kronen nach der Grob- und Feinausbettung.

**Abbildung 16.** Eckzahnkronen nach der Grob- und Feinausbettung.

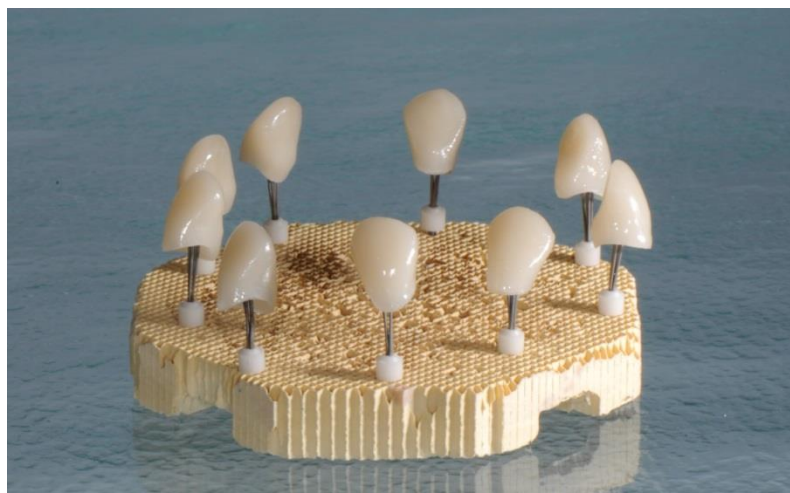


Sämtliche Keramikronen wurden erneut auf dem entsprechenden Stumpf aufgepasst. Danach wurden die Kronen mit der für die jeweilige Keramik vom Hersteller empfohlene Glasur glasiert. Auch hier wurden alle Herstellerangaben eingehalten. Tabelle 9 zeigt die detaillierten Brennparameter beim Glasurbrand. Es wurde der Brennofen VITA VACUMAT 40 (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) benutzt. Abbildung 17 zeigt die Kronen nach der Entnahme aus dem Brennofen.

**Tabelle 9.** Brennparameter Glasurbrand

	Zirkon Titan Glasurpaste auf HS10PC	IPS e.max Ceram auf <i>IPS e.max Press</i>	IPS Empress Universal auf <i>IPS Empress Esthetic</i>
Bereitschaftstemperatur °C	450	403	403
Schliesszeit in Minuten	4'	6'	6'
Aufheizrate °C/Minute	55	60	100
Brenntemperatur °C	800	770	790
Haltezeit in Minuten	1'	1'	1'
Vakuum Start von Temperatur °C	Kein Vakuum	450	450
Vakuum Ende bis Temperatur °C	Kein Vakuum	769	789

**Abbildung 17.** Eckzahnkronen nach dem Glasurbrand.



Nachdem die Kronen glasiert wurden, wurden sie zum Vergleich unterschiedlicher Alterungsmethoden in drei Untergruppen (n=15 pro Untergruppe) eingeteilt:

Untergruppe 1: Künstliche Alterung der Kronen im Autoklaven (Melag, Vacuklav 31, Berlin, Deutschland) bei 134°C mit 2,3 bar Druck für 2 Stunden.

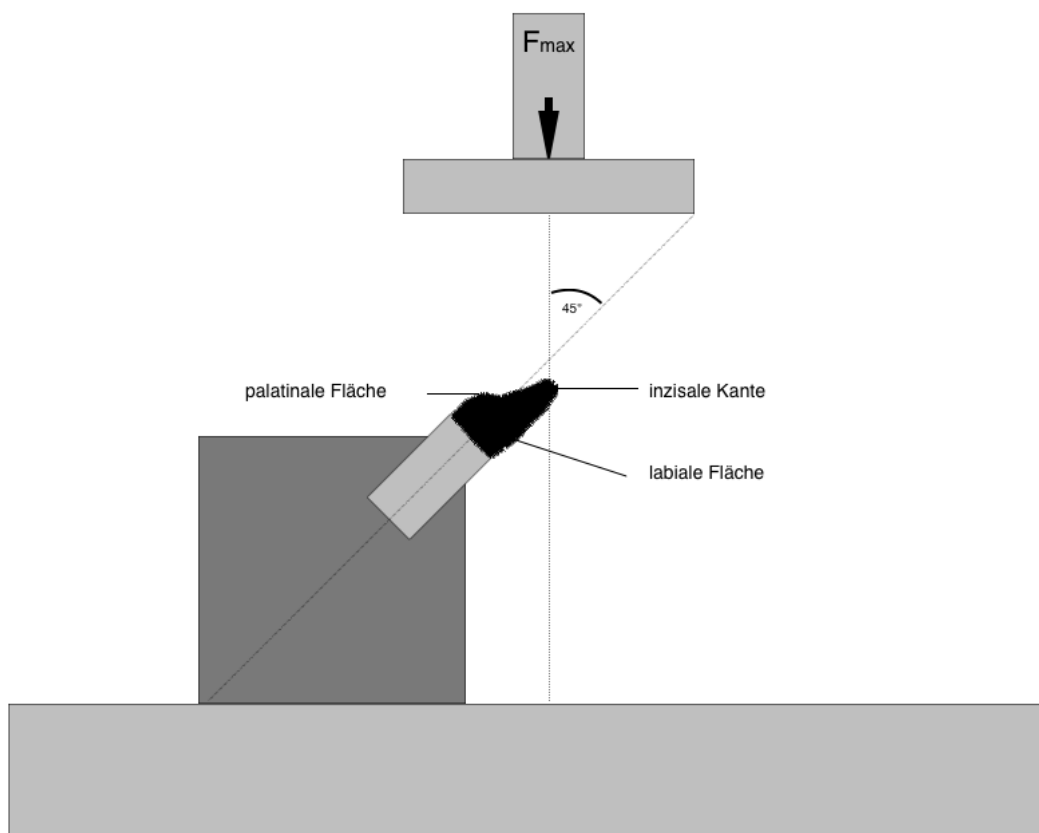
Untergruppe 2: Künstliche Alterung der Kronen durch Kausimulation in einem Kausimulator (Kausimulator CS-4, SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Deutschland). Dafür wurden die Kronen auf ihren entsprechenden Metallstümpfen mit Variolink II (Ivoclar Vivadent) adhäsiv befestigt. Die Kronen wurden im Kausimulator für 1,2 Millionen Kauzyklen bei einer Belastung von 50 Newton künstlich gealtert. Analog zu den Methoden des *Voss*-Tests wurde die Belastung im 45° Winkel zur Längsachse der Krone auf die palatinale Fläche ausgeübt. Die Frequenz des Kausimulators betrug 1,1 Hertz. Durch eine abwechselnde Einleitung des die Kronen umgebenden Wassers mit einer Temperatur von 5°C bzw. 55 °C in einem Rhythmus von 120 Sekunden wurde auch eine thermische Alterung erreicht. Als Antagonist diente bei der Kausimulation eine flache Auflage aus Komposite (Signum composite, Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland), welche zuvor Hochglanz poliert wurden.

Untergruppe 3: Ohne künstliche Alterung der Kronen (initial).

Danach wurden die Kronen sämtlicher Untergruppen in einer Universalprüfmaschine (Zwick/Roell Z010) belastet (1 mm/min), um die Bruchlast zu ermitteln. Kronen aus Untergruppe 1 und 3 wurden dazu auch mit Variolink II (Ivoclar Vivadent) auf den Metallstümpfen befestigt. In der Universalprüfmaschine wurde die Belastung (Kraft) analog zu den Methoden des *Voss*-Tests ebenfalls im 45° Winkel zur Längsachse der Krone auf die palatinale Fläche ausgeübt (Abbildung 18). Zwischen die inzisale Kante und die

Belastungsvorrichtung wurde Teflonfolie (Angst+Pfister AG, Zürich, Schweiz) gelegt, um eine regelmäßige Kraftverteilung zu erreichen. Sobald die Belastung im Vergleich zur maximalen Belastung ( $F_{\max}$ ) um 10 % zurückgegangen ist wurde die Bruchlast in Newton (N) gemessen. Abbildung 18 zeigt schematisch den Versuchsaufbau.

**Abbildung 18.** Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus (Voss-Test).



#### 4.3.4 Abrasionsbeständigkeit

Für die Untersuchung der Abrasionsbeständigkeit des Werkstoffes und des Schmelzantagonisten wurden die Prüfkörper verwendet, die zuvor zur Untersuchung der *Martenshärte* dienten ( $N=40$ ,  $n=10$ ).

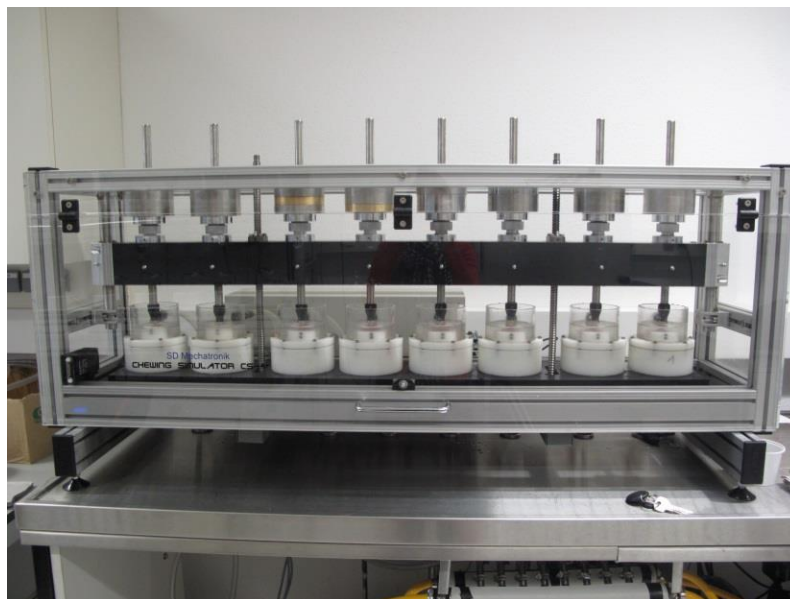
Für die Herstellung der Schmelzantagonisten (N=40, n=10) wurden aus kariesfreien menschlichen Oberkiefermolaren, welche zuvor im destillierten Wasser aufbewahrt wurden, die mesio-bukkale Höcker mit einer Diamantscheibe herausgetrennt. Die Oberkiefermolaren wurden innerhalb von 6 Monaten in einer oralchirurgischen Praxis in München gesammelt. Scharfe Kanten wurden mit einem Diamantfeinierer geglättet. Mittels Amalgam (Dispersalloy, Caulk Dentsply, Milford, Deutschland) wurden die Höcker in Trägern aus Edelstahl ( $\varnothing$  8 mm, 4 mm Tiefe; maßgefertigte Träger der Universität Zürich, Schweiz) befestigt. Dabei wurden die Schmelzflächen der Höcker parallel zum Boden des Trägers ausgerichtet, um eine horizontale Schmelzoberfläche für den Kontakt mit dem Werkstoff zu erreichen. Mit einer Säulenbohrmaschine (Einhell BT-BD 1020, ISC-GmbH, Landau/Isar, Deutschland) wurden die befestigten Höcker zu Halbkugeln mit einem Durchmesser von 2,5 mm und einer Höhe von 1,25 mm gefräst. Bei den Schleifkörpern (Diamant; Körnung 8 und 40  $\mu$ m) handelte es sich um eine Sonderanfertigung der Firma *Komet*. Anschließend wurden die Oberflächen der Schmelzantagonisten mithilfe des Laserscanners 3D Pro (Willytec, München, Deutschland) dreidimensional erfasst.

Zur Durchführung der Untersuchung wurde zunächst die Rauigkeit ( $R_a$  in  $\mu$ m) der Werkstoffprüfkörper mit einem Profilometer (Form Talysurf 50, Rank Taylor Hobson Limited, Leicester LE4 7JQ, England) gemessen. Die Messung wurde auf jedem Prüfkörper jeweils drei Mal mit einer Messstrecke von 6 mm ausgeführt. Die Entfernung zwischen den Messstrecken betrug 0,25 mm. Daraufhin wurde die Messung erneut drei Mal mit denselben Prüfparametern senkrecht zu den ursprünglichen Messstrecken durchgeführt. Aus den insgesamt sechs Werten wurde anschließend das arithmetische Mittel gebildet.

Um die Prüfkörper anschließend in einem Kausimulator befestigen zu können, wurden sie in Acryl (ScandiQuick, SCAN DIA, Hagen, Deutschland) in einer der Aufnahmevorrichtung des Kausimulators entsprechender Form eingebettet. Daraufhin wurden die Prüfkörper und die

Schmelzantagonisten mit Hilfe eines Kausimulators mit insgesamt 1,2 Millionen Kauzyklen und einer axialen Belastung von 50 N künstlich gealtert. Neben der axialen Belastung wurden diese bei jedem Kauzyklus horizontal um jeweils 0,7 mm vorgeschoben. Die Frequenz des Kausimulators betrug 1,3 Hz. Abbildung 19 zeigt den verwendeten Kausimulator (Chewing Simulator CS-4, SD Mechatronik GmbH).

**Abbildung 19.** Verwendeter Kausimulator.



Durch eine abwechselnde Einleitung des die Prüfkörper umgebenden Wassers mit einer Temperatur von 5 °C bzw. 55 °C in einem Rhythmus von 120 Sekunden wurde auch eine thermische Alterung erreicht. Nach 240.000, 600.000 und 1.200.000 Kauzyklen wurden die Substanzverluste an den Werkstoffprüfkörpern sowie an den Schmelzantagonisten erfasst. Dazu wurden die Oberflächen der Prüfkörper sowie der Schmelzantagonisten mithilfe des Laserscanners 3D Pro (Willytec) jeweils dreidimensional erfasst. Daraufhin wurden die Datensätze der einzelnen Prüfkörper und der einzelnen Schmelzantagonisten vor der künstlichen Alterung mit den entsprechenden Datensätzen nach der jeweiligen Kauzyklenanzahl mithilfe der Software Match3D (Version 2.4 von *Wolfram Gloger* † )



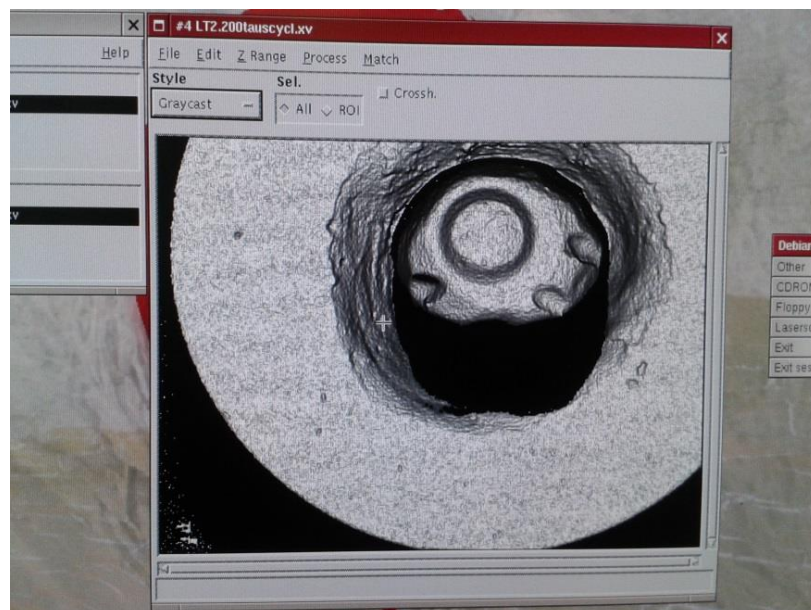
überlagert und somit der Substanzverlust bestimmt. Abbildungen 20 zeigen den Scan eines Schmelzantagonisten vor (a) und nach (b) der künstlichen Alterung.

**Abbildung 20.** Scan eines Schmelzantagonisten vor (a) und nach (b) der künstlichen Alterung.

a.



b.



### 4.3.5 Statistische Methoden

Die Werte der Biegefestigkeit, *Martenshärte*, elastischen Eindringmoduls, Bruchlast und Abrasionsbeständigkeit wurden mithilfe von SPSS Version 20 (IBM Deutschland) analysiert.

Die deskriptive Statistik mit Mittelwert, Standardabweichung und 95% Konfidenzintervall wurden ermittelt. Zudem wurden für sämtliche Gruppen der *Kolmogorov-Smirnov*-Test sowie die einfaktorielle ANOVA mit dem *Scheffé-Post-Hoc*-Test durchgeführt.

Im Zusammenhang mit der Biegefestigkeit wurde die *Weibull*statistik mit charakteristischer Festigkeit und dem *Weibull*modul ermittelt.

Bei der Abrasionsbeständigkeit wurde mithilfe der Analyse von gemischten Modellen überprüft, ob die Anzahl der Zyklen und die Auswahl des Werkstoffes die Ergebnisse der Abrasionsbeständigkeit der Keramiken und der entsprechenden Schmelzantagonisten beeinflussen. Die signifikanten Unterschiede zwischen den Werkstoffen wurden für jeden Zyklus separat mittels einfaktorieller ANOVA mit anschließendem *Scheffé-Post-Hoc*-Test ermittelt. Anhand der Analyse von gemischten Modellen wurde für jeden Werkstoff separat und die entsprechenden Schmelzantagonisten separat überprüft, ob die Zyklenanzahl einen signifikanten Einfluss auf die Substanzverluste hat. Zur Überprüfung der Korrelation zwischen Rauigkeit und Abrasionsbeständigkeit wurden der *Pearson* und *Spearman-Rho* Test durchgeführt.

## 5 ERGEBNISSE

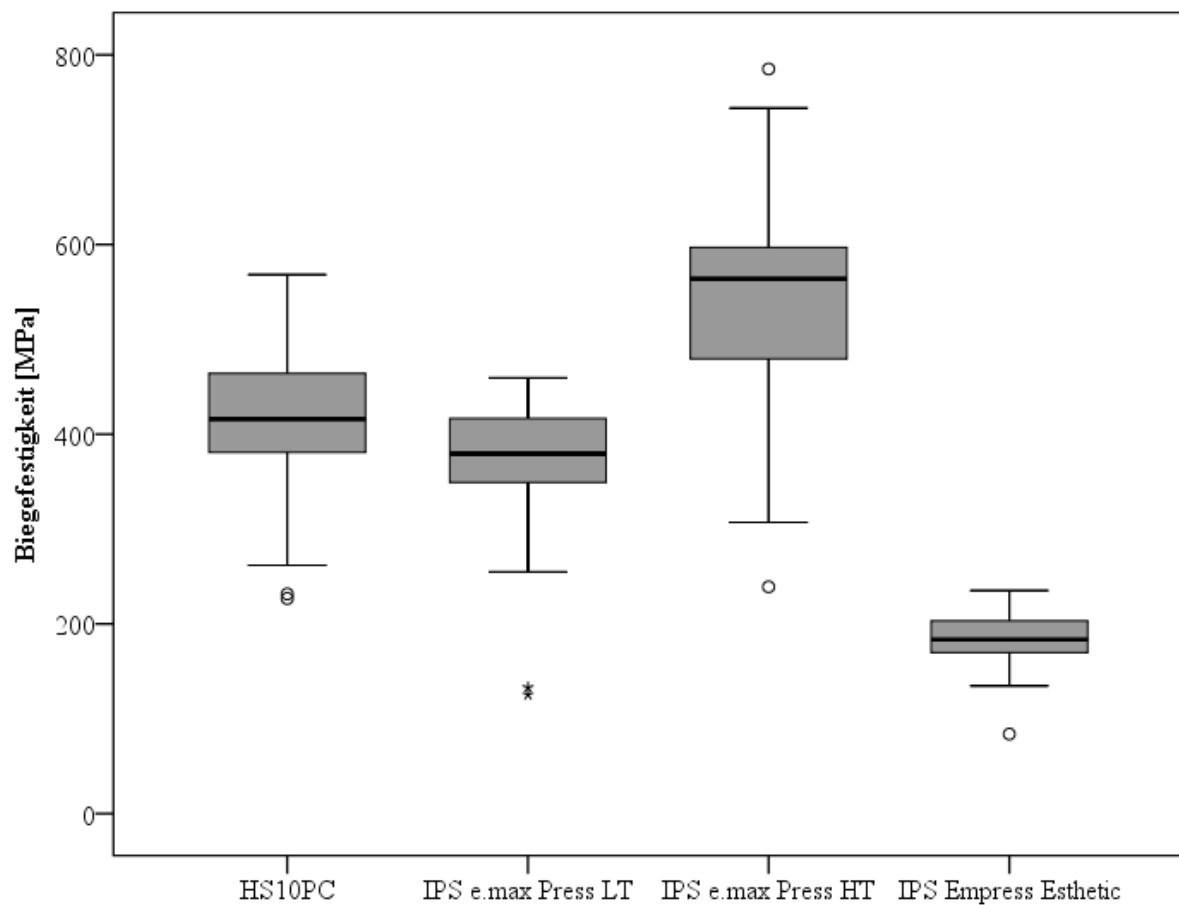
### 5.1 Biegefestigkeit

Die Werte der deskriptiven Statistik der Biegefestigkeit sind in Tabelle 10 aufgeführt.

Zusätzlich werden die Daten graphisch in Abbildung 21 dargestellt.

**Tabelle 10.** Mittelwert (M), Standardabweichung (SD) und 95% Konfidenzintervall (CI) der Biegefestigkeit. Die Buchstaben „<sup>abc</sup>“ zeigen die homogenen Wertebereiche der einfaktoriellen ANOVA mit dem *Scheffé-Post-Hoc*-Test. Verschiedene Buchstaben zeigen signifikante Unterschiede zwischen den Werten.

	Normalverteilung	
	M (SD)	95% CI
HS10PC	411 (82) <sup>b</sup>	(378, 442)
<i>IPS e.max Press</i> LT	362 (82) <sup>b</sup>	(330, 393)
<i>IPS e.max Press</i> HT	534 (126) <sup>c</sup>	(485, 581)
<i>IPS Empress Esthetic</i>	180 (31) <sup>a</sup>	(167, 193)

**Abbildung 21.** Graphische Darstellung der Werte zur Biegefestigkeit [MPa].

Nach dem *Kolmogorov-Smirnov*-Test liegt bei allen Gruppen eine Normalverteilung vor. Die einfaktorielle ANOVA mit anschließendem *Scheffé-Post-Hoc*-Test haben gezeigt, dass signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen auftreten (Tabelle 11).

HT zeigt die höchste Biegefestigkeit (534 MPa) aller untersuchten Keramiken. Diese ist signifikant höher ( $p < 0,001$ ) als LT, HS10PC und E. Die niedrigste Biegefestigkeit wurde bei E beobachtet (180 MPa). Diese ist signifikant niedriger als HT, LT und HS10PC ( $p < 0,001$ ). LT (362 MPa) und HS10PC (411 MPa) zeigen keine signifikanten Unterschiede untereinander und liegen somit gemeinsam in einem homogenen Wertebereich ( $p = 0,207$ ) (Tabelle 11).

Die *Weibull*-Verteilung wurde mittels Maximum-Likelihood-Abschätzung (maximale Wahrscheinlichkeit) ermittelt. Die Werte der deskriptiven Statistik der charakteristischen Festigkeit und des *Weibull*-Moduls sind in Tabelle 11 aufgeführt.

**Tabelle 11.** *Weibull*-Verteilung (Charakteristische Festigkeit und *Weibull*-Modul) mit Mittelwert (M) und 95% Konfidenzintervall (CI). Die Buchstaben „<sup>abcd</sup>“ zeigen die homogenen Wertebereiche der einfaktoriellen ANOVA mit dem *Scheffé-Post-Hoc*-Test. Verschiedene Buchstaben zeigen signifikante Unterschiede zwischen den Werten.

	<i>Weibull</i> -Verteilung			
	Charakteristische Festigkeit		<i>Weibull</i> -Modul	
	M	95 % CI	M	95% CI
HS10PC	447 <sup>c</sup>	(413, 478)	5.24 <sup>b</sup>	(3.75, 7.94)
<i>IPS e.max Press</i> LT	407 <sup>b</sup>	(362, 437)	3.61 <sup>a,b</sup>	(2.91, 6.17)
<i>IPS e.max Press</i> HT	586 <sup>d</sup>	(535, 638)	4.49 <sup>a,b</sup>	(3.11, 6.60)
<i>IPS Empress Esthetic</i>	195 <sup>a</sup>	(181, 208)	5.79 <sup>b</sup>	(4.21, 8.92)

Die Werte der charakteristischen Festigkeit sind bei allen untersuchten Keramiken jeweils signifikant zueinander.

HT zeigt die signifikant höchste charakteristische Festigkeit mit 586 MPa. HS10PC zeigt einen Wert von 447 MPa und LT einen Wert von 407 MPa. Die signifikant niedrigste charakteristische Festigkeit zeigt E mit 195 MPa.

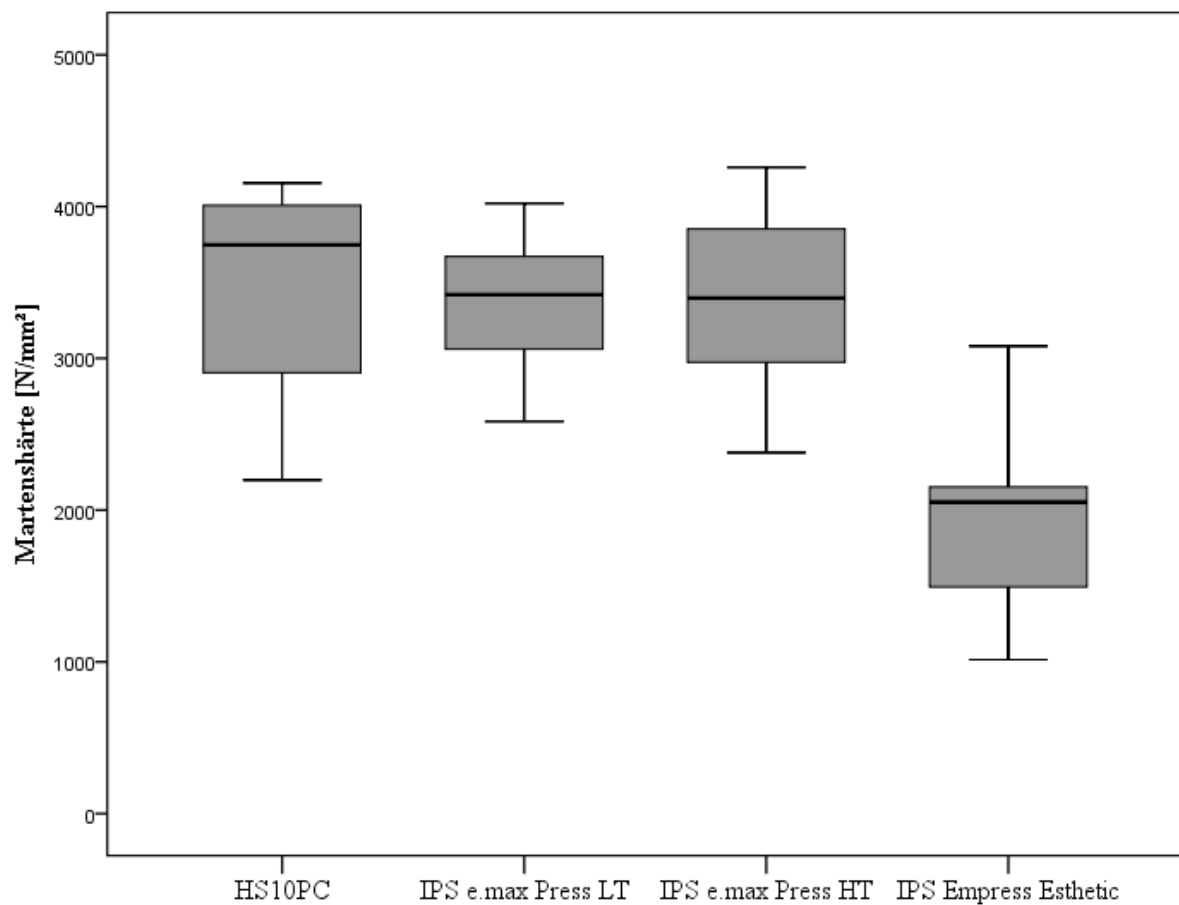
Das höchste *Weibull*-Modul zeigt E mit 5,79 gefolgt von HS10PC mit 5,24. Diese Werte sind nicht signifikant unterschiedlich. HT zeigt ein *Weibull*-Modul von 4,49 und LT von 3,61, und somit das Niedrigste. Auch diese beiden Werte sind nicht signifikant unterschiedlich.

## 5.2 Härte

Die Werte der deskriptiven Statistik für die *Martenshärte* und das elastische Eindringmodul sind in Tabelle 12 aufgeführt. Zusätzlich werden die Daten graphisch in Abbildung 22 dargestellt.

**Tabelle 12.** Deskriptive Statistik mit Mittelwert (M), Standardabweichung (SD) und 95% Konfidenzintervall (CI) . Die Buchstaben „<sup>abc</sup>“ zeigen homogenen Wertebereiche der einfaktoriellen ANOVA mit dem *Scheffé* post-hoc Test. Verschiedene Buchstaben zeigen signifikante Unterschiede zwischen den Werten.

	<i>Martenshärte</i>		Elastisches Eindringmodul	
	[HM, N/mm <sup>2</sup> ]		[E <sub>IT</sub> , MPa]	
	M (SD)	95% CI	M (SD)	95% CI
HS10PC	3442 (736) <sup>b</sup>	(2914, 3970)	76 (17) <sup>b</sup>	(62, 89)
<i>IPS e.max Press</i> LT	3352 (481) <sup>b</sup>	(3006, 3697)	73 (11) <sup>b</sup>	(63, 83)
<i>IPS e.max Press</i> HT	3369 (628) <sup>b</sup>	(2919, 3820)	72 (16) <sup>b</sup>	(59, 86)
<i>IPS Empress Esthetic</i>	1961 (594) <sup>a</sup>	(1534, 2387)	33 (10) <sup>a</sup>	(24, 42)

**Abbildung 22.** Graphische Darstellung der Werte der *Martenshärte* [N/mm<sup>2</sup>].

Nach dem *Kolmogorov-Smirnov*-Test liegt bei allen Gruppen eine Normalverteilung vor. Die einfaktorielle ANOVA mit anschließendem *Scheffé-Post-Hoc*-Test haben gezeigt, dass signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen auftreten (Tabelle 12).

E zeigt eine signifikant niedrigere *Martenshärte* ( $p < 0,001$ ) und ein signifikant niedrigeres elastisches Eindringmodul ( $p < 0,001$ ) als HT, LT und HS10PC. Bei HT, LT und HS10PC sind untereinander weder bei der *Martenshärte* ( $p = 0,991$ ) noch beim elastischen Eindringmodul ( $p = 0,972$ ) signifikante Unterschiede zu beobachten (Tabelle 12).

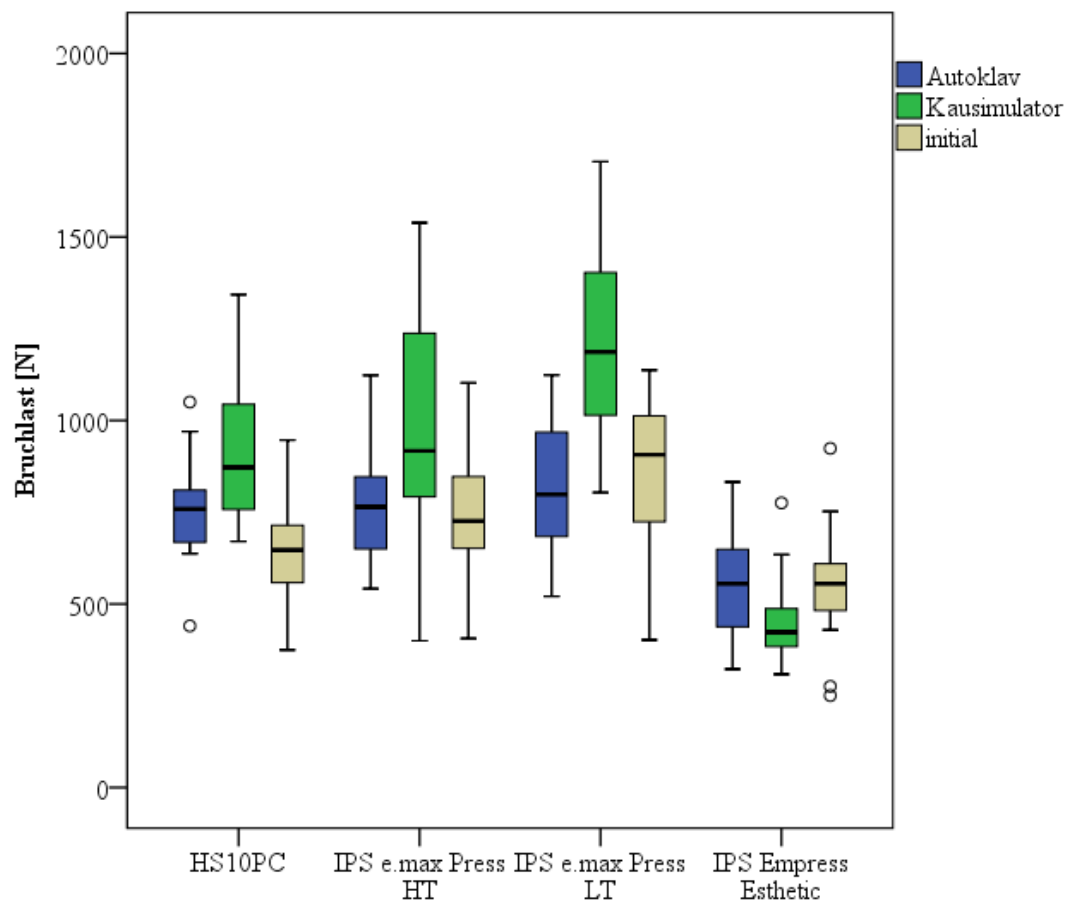
### 5.3 Bruchlast

Die gemessenen Bruchlasten sind in Tabelle 13 aufgeführt. Zusätzlich werden die Daten graphisch in Abbildung 23 dargestellt.

**Tabelle 13.** Deskriptive Statistik mit Mittelwert (M), Standardabweichung (SD) und 95% Konfidenzintervall (CI) der Bruchlasten. Die Buchstaben „<sup>abc</sup>“ zeigen die homogenen Wertebereiche der einfaktoriellem ANOVA mit dem *Scheffé-Post-Hoc-Test*. Verschiedene Buchstaben zeigen signifikante Unterschiede zwischen den Werten.

	Alterungsmethode					
	Autoklav		Kausimulator		Initial	
	M (SD)	95% CI	M (SD)	95% CI	M (SD)	95% CI
HS10PC	752 (147) <sup>b</sup>	(669, 835)	913 (194) <sup>b</sup>	(803, 1022)	651 (149) <sup>a, b</sup>	(567, 735)
<i>IPS e.max Press</i> LT	811 (198) <sup>b</sup>	(700, 922)	1227 (280) <sup>c</sup>	(1070, 1384)	846 (211) <sup>c</sup>	(728, 965)
<i>IPS e.max Press</i> HT	769 (172) <sup>b</sup>	(672, 866)	996 (302) <sup>b, c</sup>	(827, 1165)	748 (191) <sup>b, c</sup>	(640, 855)
<i>IPS Empress Esthetic</i>	554 (150) <sup>a</sup>	(469, 638)	457 (125) <sup>a</sup>	(386, 528)	548 (165) <sup>a</sup>	(454, 641)



**Abbildung 23.** Graphische Darstellung der Werte der Bruchlast [N].

Nach dem *Kolmogorov-Smirnov*-Test liegt bei allen Gruppen eine Normalverteilung vor. Die einfaktorielle ANOVA mit dem *Scheffé-Post-Hoc*-Test haben gezeigt, dass bei den jeweiligen Alterungsmethoden signifikante Unterschiede zwischen den Keramiken auftreten (Tabelle 13).

Nach dem Altern der Kronen im Autoklaven, zeigt E eine niedrigere Bruchlast (554 N) als HT (769 N), LT (811 N) und HS10PC (752 N) ( $p < 0,001$ ). Zwischen LT, HT und HS10PC sind keine signifikanten Unterschiede untereinander zu beobachten ( $p = 0,819$ ).

Nach dem Altern der Kronen im Kausimulator zeigt ebenfalls E die niedrigste Bruchlast (457 N) und ist signifikant unterschiedlich zu HT (996 N), LT (1227 N) und HS10PC (913 N) ( $p < 0,001$ ). LT zeigt eine signifikant höhere Bruchlast im Vergleich zu HS10PC und E. HT weist signifikante Unterschiede zu E und LT auf. HS10PC zeigt signifikante Unterschiede zu

## Ergebnisse

LT und E. Somit liegt HS10PC zusammen mit HT ( $p=0,692$ ) und HT zusammen mit LT ( $p=0,067$ ) in einem homogenen Wertebereich.

Ohne Alterung zeigt weiterhin E (548 N) signifikant niedrigere Bruchlasten als HT (748 N) und LT (846 N). LT wiederum zeigt eine höhere Bruchlast als HS10PC (651 N) und E. In einem homogenen Wertebereich liegen somit zusammen: E mit HS10PC ( $p=0,492$ ), HS10PC mit HT ( $p=0,547$ ) und HT mit LT ( $p=0,529$ ).

## 5.4 Abrasionsbeständigkeit

Die Werte der deskriptiven Statistik der Abrasionsbeständigkeit für den Werkstoff und den entsprechenden Schmelzantagonisten sind in Tabelle 14 aufgeführt. Zusätzlich werden die Daten graphisch in Abbildung 24 und 25 dargestellt.

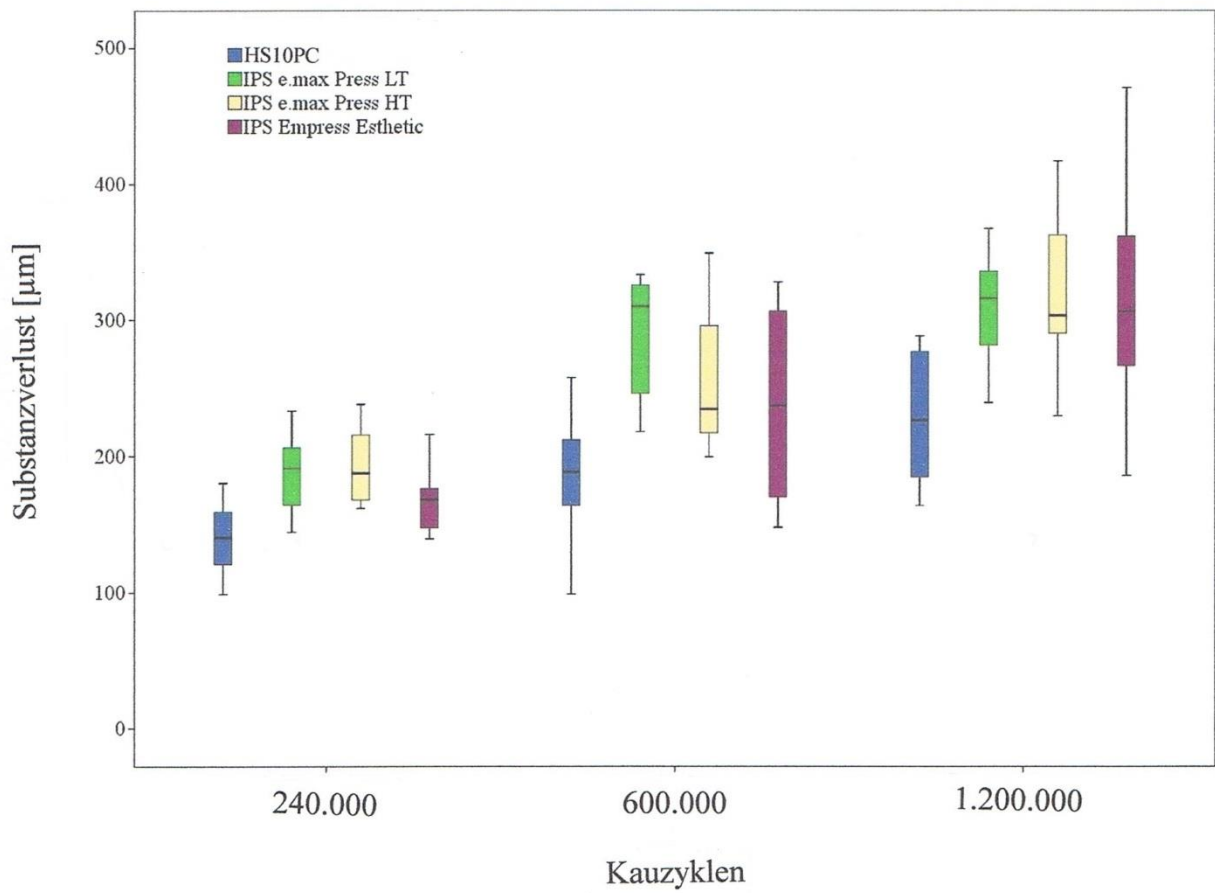
**Tabelle 14.** Deskriptive Statistik mit Mittelwert (M), Standardabweichung (SD) und 95% Konfidenzintervall (CI) der Abrasionsbeständigkeit des Materials. Die Buchstaben „<sup>abc</sup>“ zeigen die homogenen Wertebereiche der einfaktoriellen ANOVA mit den *Scheffé-Post-Hoc-Test*. Verschiedene Buchstaben zeigen signifikante Unterschiede zwischen den Werten.

Abrasionsbeständigkeit Keramik [ $\mu\text{m}$ ]						
	Kauzyklenanzahl					
	240.000		600.000		1.200.000	
	M (SD)	95% CI	M(SD)	95% CI	M (SD)	95% CI
HS10PC	139 (26) <sup>a</sup>	(119, 160)	186 (44) <sup>a</sup>	(153, 219)	228 (48) <sup>a</sup>	(193, 265)
<i>IPS e.max Press</i> LT	189 (27) <sup>b</sup>	(168, 211)	289 (44) <sup>b</sup>	(256, 322)	312 (38) <sup>b</sup>	(283, 341)
<i>IPS e.max Press</i> HT	191 (26) <sup>b</sup>	(171, 211)	254 (50) <sup>b</sup>	(217, 291)	317 (56) <sup>b</sup>	(276, 359)
<i>IPS Empress Esthetic</i>	167 (23) <sup>a,b</sup>	(149, 186)	237 (63) <sup>a,b</sup>	(191, 284)	316 (80) <sup>b</sup>	(257, 375)

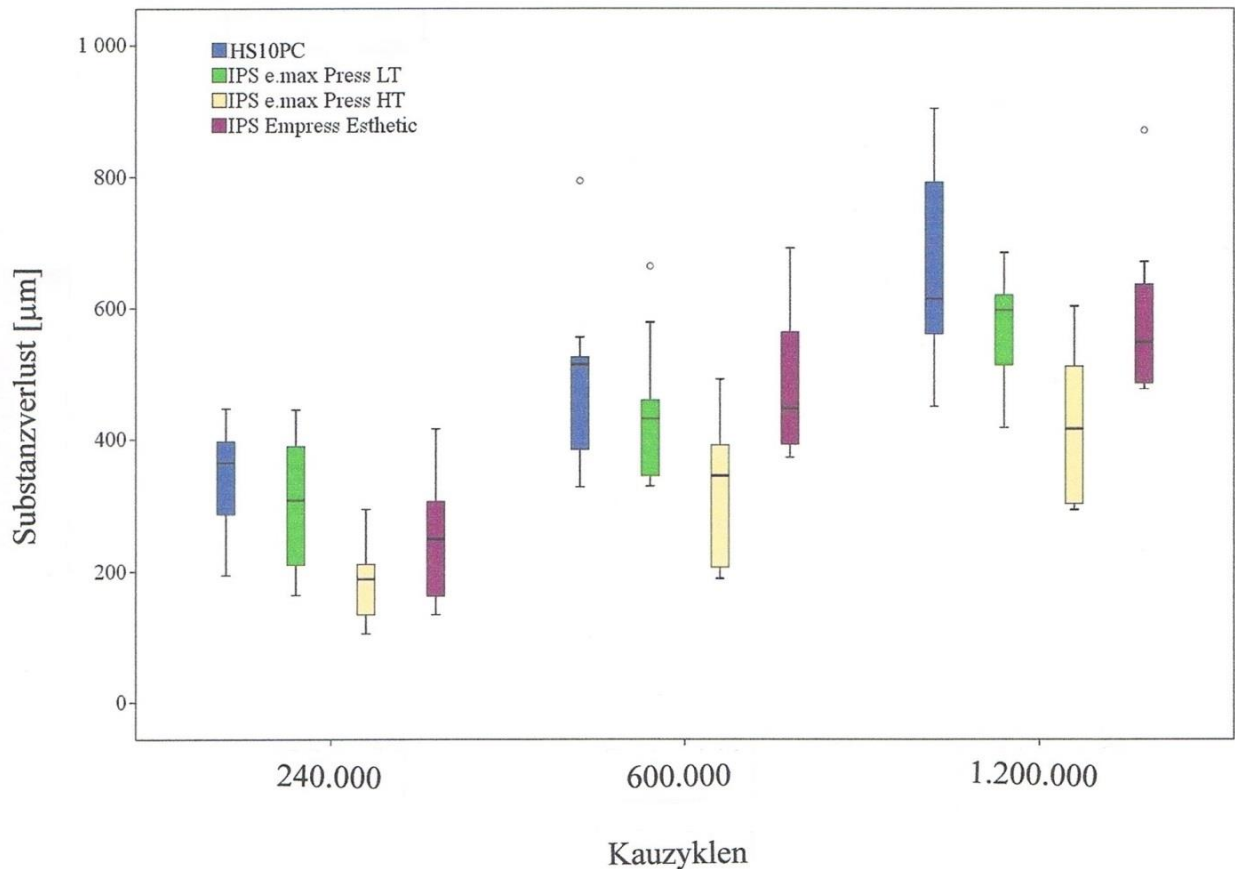
  

Abrasionsbeständigkeit Schmelzantagonist [ $\mu\text{m}$ ]						
	Kauzyklenanzahl					
	240.000		600.000		1.200.000	
	M (SD)	95% CI	M (SD)	95% CI	M (SD)	95% CI
HS10PC	347 (80) <sup>b</sup>	(288, 406)	494 (134) <sup>b</sup>	(397, 591)	660 (153) <sup>b</sup>	(548, 772)
<i>IPS e.max Press</i> LT	303 (101) <sup>b</sup>	(229, 376)	442 (107) <sup>a,b</sup>	(364, 521)	573 (78) <sup>a,b</sup>	(516, 631)
<i>IPS e.max Press</i> HT	182 (56) <sup>a</sup>	(140, 225)	328 (109) <sup>a</sup>	(248, 408)	422 (112) <sup>a</sup>	(341, 504)
<i>IPS Empress Esthetic</i>	247 (87) <sup>a,b</sup>	(183, 311)	479 (101) <sup>b</sup>	(405, 553)	584 (119) <sup>b</sup>	(497, 671)

**Abbildung 24.** Graphische Darstellung des vertikalen Substanzverlustes der verschiedenen Keramiken in Abhängigkeit von der Kauzyklenanzahl.



**Abbildung 25.** Graphische Darstellung des vertikalen Substanzverlustes der Schmelzantagonisten der verschiedenen Keramiken in Abhängigkeit von der Kauzyklenanzahl.



Nach dem *Kolmogorov-Smirnov*-Test liegt bei allen Gruppen eine Normalverteilung vor.

Die Analyse von gemischten Modellen zeigt im Allgemeinen, dass sowohl die Auswahl des Werkstoffes ( $p < 0,001$ ) als auch der Kauzyklenanzahl ( $p < 0,001$ ) einen signifikanten Einfluss auf die Abrasionsbeständigkeit des Werkstoffes und der entsprechenden Schmelzantagonisten haben (Tabelle 15 und 16).

## Ergebnisse

### *Abrasionsbeständigkeit innerhalb der Keramiken*

Die Kontrollgruppe E zeigt signifikant höhere Substanzverluste als HS10PC ( $p=0,003$ ). Hingegen zeigt sie keine signifikanten Unterschiede zu HT ( $p=0,424$ ) und LT ( $p=0,182$ ) (Tabelle 15).

Generell weist HS10PC im Vergleich zur Kontrollgruppe E im Durchschnitt  $55,44 \mu\text{m}$  weniger Substanzverlust auf. LT zeigt im Vergleich zur Kontrollgruppe durchschnittlich  $13,89 \mu\text{m}$  mehr Substanzverlust. HT zeigt im Vergleich zur Kontrollgruppe durchschnittlich  $23,37 \mu\text{m}$  mehr Substanzverlust (Tabelle 15).

**Tabelle 15.** Schätzungen fester Parameter der Abrasionsbeständigkeit der Keramiken mit *IPS Empress Esthetic* als Kontrollgruppe (Analyse von gemischten Modellen).

Parameter	Schätzung	Standardfehler	Signifikanz	Konfidenzintervall	
				Untergrenze	Obergrenze
Konstanter Term	298,02	12,97	<0,001	271,91	324,13
HS10PC	-55,45	17,19	0,003	-90,30	-20,58
<i>IPS e.max Press</i> LT	23,37	17,19	0,182	-11,48	50,23
<i>IPS e.max Press</i> HT	13,89	17,19	0,424	-20,96	48,75
<i>IPS Empress Esthetic</i>	0	0	-	-	-

### *Abrasionsbeständigkeit innerhalb der Schmelzantagonisten*

Die Kontrollgruppe E zeigt signifikant höhere Werte als HT ( $p=0,001$ ). Demgegenüber bestehen keine signifikanten Unterschiede zu HS10PC ( $p=0,079$ ) und LT ( $p=0,939$ ) (Tabelle 16).

Die Kontrollgruppe E zeigt im Durchschnitt 125,76  $\mu\text{m}$  mehr Substanzverlust als HT, 63,90  $\mu\text{m}$  weniger Substanzverlust als HS10PC sowie 2,73  $\mu\text{m}$  weniger Substanzverlust als LT (Tabelle 16).

**Tabelle 16.** Schätzungen fester Parameter der Abrasionsbeständigkeit der entsprechenden Schmelzantagonisten mit *IPS Empress Esthetic* als Kontrollgruppe (Analyse von gemischten Modellen).

Parameter	Schätzung	Standardfehler	Signifikanz	Konfidenzintervall	
				Untergrenze	Obergrenze
Konstanter Term	574,78	27,46	<0,001	519,65	629,90
HS10PC	63,90	35,40	0,079	-7,89	135,69
<i>IPS e.max Press</i> LT	2,73	35,40	0,939	-69,06	74,52
<i>IPS e.max Press</i> HT	-125,76	35,40	0,001	-197,56	-53,97
<i>IPS Empress Esthetic</i>	0	0	-	-	-

Die einfaktorielle ANOVA mit anschließendem *Scheffé-Post-Hoc*-Test haben beim aufsplitten der Resultate nach der Kauzyklenanzahl gezeigt, dass sowohl zwischen den Werkstoffen als auch zwischen den entsprechenden Schmelzantagonisten signifikante Unterschiede vorliegen (Tabelle 14).

#### *Unterschiede innerhalb der Keramiken*

Nach 240.000 Kauzyklen zeigt HS10PC die niedrigsten Substanzverluste (139  $\mu\text{m}$ ), ist aber nicht signifikant unterschiedlich zu E (167  $\mu\text{m}$ ). HS10PC weist signifikante Unterschiede zu LT (189  $\mu\text{m}$ ) und HT (191  $\mu\text{m}$ ) auf.

Nach 600.000 Kauzyklen zeigt ebenfalls HS10PC die niedrigsten Substanzverluste (186  $\mu\text{m}$ ), ist aber nicht signifikant unterschiedlich zu E (237  $\mu\text{m}$ ). HS10PC zeigt signifikante Unterschiede zu LT (289  $\mu\text{m}$ ) und HT (254  $\mu\text{m}$ ).

## Ergebnisse

Nach 1.200.000 Kauzyklen weist HS10PC signifikant niedrigere Substanzverluste (228  $\mu\text{m}$ ) als LT (312  $\mu\text{m}$ ), HT (317  $\mu\text{m}$ ) und E (316  $\mu\text{m}$ ) auf (Tabelle 14).

### *Unterschiede innerhalb der Schmelzantagonisten*

Nach 240.000 Kauzyklen zeigt HT die niedrigsten Substanzverluste (182  $\mu\text{m}$ ) und liegt mit E (247  $\mu\text{m}$ ) in einem Wertebereich. HT weist hingegen einen signifikanten Unterschied zu LT (303  $\mu\text{m}$ ) und HS10PC (347  $\mu\text{m}$ ) auf.

Nach 600.000 Kauzyklen zeigt ebenfalls HT (328  $\mu\text{m}$ ) gefolgt von LT (442  $\mu\text{m}$ ) die niedrigsten Substanzverluste. Die Substanzverluste von HT sind niedriger als die von HS10PC (494  $\mu\text{m}$ ) und E (479  $\mu\text{m}$ ).

Nach 1.200.000 Kauzyklen weist weiterhin HT (422  $\mu\text{m}$ ) gefolgt von LT (578  $\mu\text{m}$ ) die niedrigsten Substanzverluste auf. In Bezug auf die Substanzverluste ist HT signifikant unterschiedlich zu HS10PC (660  $\mu\text{m}$ ) und E (584  $\mu\text{m}$ ) (Tabelle 14).

### *Einfluss der Kauzyklenanzahl auf die Keramiken*

Die Analyse von gemischten Modellen hat ergeben, dass bei den Werkstoffen HS10PC, HT und E die Werte der Substanzverluste sowohl zwischen 240.000 und 1.200.000 Kauzyklen ( $p < 0,001$ ) als auch zwischen 600.000 und 1.200.000 Kauzyklen ( $p < 0,05$ ) signifikant zunehmen. Bei LT konnte nur eine Zunahme der Werte zwischen 240.000 und 1.200.000 Kauzyklen beobachtet werden ( $p < 0,001$ ). Zwischen 600.000 und 1.200.000 Kauzyklen wurde keine Zunahme der Substanzverluste beobachtet ( $p = 0,111$ ) (Tabelle 17).



**Tabelle 17.** Schätzungen fester Parameter für die Werkstoffseite (Analyse von gemischten Modellen).

Parameter	Schätzung	Standardfehler	Signifikanz	Konfidenzintervall	
				Untergrenze	Obergrenze
<b>HS10PC</b>					
Konstanter Term	228,69	12,89	<0,001	201,87	255,50
240,000 Kauzyklen	-89,35	14,44	<0,001	-119,70	-58,99
600,000 Kauzyklen	-42,60	14,44	0,009	-72,95	-12,24
1,200,000 Kauzyklen	0	0	-	-	-
<b>IPS e.max Press LT</b>					
Konstanter Term	312,01	11,81	<0,001	287,55	336,46
240,000 Kauzyklen	-122,24	13,85	<0,001	-151,35	-93,14
600,000 Kauzyklen	-23,20	13,85	0,111	-52,30	5,89
1,200,000 Kauzyklen	0	0	-	-	-
<b>IPS e.max Press HT</b>					
Konstanter Term	317,22	14,54	<0,001	286,28	348,16
240,000 Kauzyklen	-126,26	12,73	<0,001	-153,02	-99,50
600,000 Kauzyklen	-63,28	12,73	<0,001	-90,04	-36,52
1,200,000 Kauzyklen	0	0	-	-	-
<b>IPS Empress Esthetic</b>					
Konstanter Term	315,98	19,21	<0,001	275,36	356,59
240,000 Kauzyklen	-148,82	17,99	<0,001	-186,63	-111,01
600,000 Kauzyklen	-78,66	17,99	<0,001	-116,47	-40,85
1,200,000 Kauzyklen	0	0	-	-	-

Bei HS10PC liegt zwischen 240.000 und 1.200.000 Kauzyklen ein durchschnittlicher Substanzverlust von 89,35 µm vor. Zwischen 600.000 und 1.200.000 Kauzyklen hat sich ein durchschnittlicher Substanzverlust von 42,60 µm ergeben.

Bei LT liegt zwischen 240.000 und 1.200.000 Kauzyklen ein durchschnittlicher Substanzverlust von 122,24 µm vor. Zwischen 600.000 und 1.200.000 Kauzyklen hat sich ein durchschnittlicher Substanzverlust von 23,20 µm ergeben (Tabelle 17).

## Ergebnisse

Bei HT liegt zwischen 240.000 und 1.200.000 Kauzyklen ein durchschnittlicher Substanzverlust von 126,26  $\mu\text{m}$  vor. Zwischen 600.000 und 1.200.000 Kauzyklen hat sich ein durchschnittlicher Substanzverlust von 63,28  $\mu\text{m}$  ergeben.

Bei E liegt zwischen 240.000 und 1.200.000 Kauzyklen ein durchschnittlicher Substanzverlust von 148,82  $\mu\text{m}$  vor. Zwischen 600.000 und 1.200.000 Kauzyklen hat sich ein durchschnittlicher Substanzverlust von 78,66  $\mu\text{m}$  gezeigt (Tabelle 17).

### *Einfluss der Kauzyklenanzahl auf die Schmelzantagonisten*

Die Analyse von gemischten Modellen hat ergeben, dass bei allen Keramiken und den entsprechenden Antagonisten die Werte der Abrasionsbeständigkeit sowohl zwischen 240.000 und 1.200.000 Kauzyklen ( $p < 0,001$ ) als auch zwischen 600.000 und 1.200.000 Kauzyklen ( $p < 0,05$ ) signifikante Unterschiede zeigen (Tabelle 18).

**Tabelle 18.** Schätzungen fester Parameter für die Seite der entsprechenden Schmelzantagonisten (Analyse von gemischten Modellen).

Parameter	Schätzung	Standardfehler	Signifikanz	Konfidenzintervall	
				Untergrenze	Obergrenze
<b>HS10PC</b>					
Konstanter Term	660,00	40,09	<0,001	577,19	742,80
240,000 Kauzyklen	-312,60	48,73	<0,001	-414,99	-210,20
600,000 Kauzyklen	-165,70	48,73	0,003	-268,09	-63,30
1,200,000 Kauzyklen	0	0	-	-	-
<b>IPS e.max Press LT</b>					
Konstanter Term	573,50	30,50	<0,001	510,28	636,71
240,000 Kauzyklen	-270,90	35,44	<0,001	-345,36	-196,43
600,000 Kauzyklen	-131,40	35,44	0,002	-205,86	-56,93
1,200,000 Kauzyklen	0	0	-	-	-
<b>IPS e.max Press HT</b>					
Konstanter Term	422,40	30,44	<0,001	357,10	487,69
240,000 Kauzyklen	-239,90	24,33	<0,001	-291,02	-188,77
600,000 Kauzyklen	-94,60	24,33	0,001	-145,72	-43,47
1,200,000 Kauzyklen	0	0	-	-	-
<b>IPS Empress Esthetic</b>					
Konstanter Term	584,10	32,75	<0,001	516,79	651,40
240,000 Kauzyklen	-337,00	43,26	<0,001	-427,88	-246,11
600,000 Kauzyklen	-105,30	43,26	0,026	-196,18	-14,41
1,200,000 Kauzyklen	0	0	-	-	-

Bei HS10PC liegt zwischen 240.000 und 1.200.000 Kauzyklen ein durchschnittlicher Substanzverlust von 312,60  $\mu\text{m}$  vor. Zwischen 600.000 und 1.200.000 Kauzyklen hat sich ein durchschnittlicher Substanzverlust von 165,70  $\mu\text{m}$  ergeben.

Bei LT liegt zwischen 240.000 und 1.200.000 Kauzyklen ein durchschnittlicher Substanzverlust von 270,90  $\mu\text{m}$  vor. Zwischen 600.000 und 1.200.000 Kauzyklen hat sich ein durchschnittlicher Substanzverlust von 131,40  $\mu\text{m}$  gezeigt.

## Ergebnisse

Bei HT liegt zwischen 240.000 und 1.200.000 Kauzyklen ein durchschnittlicher Substanzverlust von 239,90  $\mu\text{m}$  vor. Zwischen 600.000 und 1.200.000 Kauzyklen hat sich ein durchschnittlicher Substanzverlust von 94,60  $\mu\text{m}$  ergeben.

Bei E liegt zwischen 240.000 und 1.200.000 Kauzyklen ein durchschnittlicher Substanzverlust von 337,00  $\mu\text{m}$  vor. Zwischen 600.000 und 1.200.000 Kauzyklen hat sich ein durchschnittlicher Substanzverlust von 105,30  $\mu\text{m}$  gezeigt (Tabelle 18).

### *Korrelation zwischen Rauigkeit und Abrasionsbeständigkeit*

Der *Pearson-Test* und *Spearman-Rho-Test* zeigen eine negative Korrelation (*Pearson-Test*:  $p=0,007$  / *Spearman-Rho-Test*:  $p=0,010$ ) zwischen der Rauigkeit und dem Substanzverlust an der Keramikseite ( $R= -0,418$  /  $R= - 0,402$ ). Im Gegensatz dazu wurde keine signifikante Korrelation zwischen der Rauigkeit und der Abrasion des Schmelzantagonisten (*Pearson-Test*:  $p=0,085$ ;  $R=0,275$  / *Spearman-Rho-Test*:  $p=0,192$ ;  $R=0,211$ ) beobachtet.

## 6 DISKUSSION

### 6.1 Biegefestigkeit

Diese Untersuchung hat gezeigt, dass die experimentelle Lithium-Disilikat verstärkte glasbasierte Keramik HS10PC eine vergleichbare Biegefestigkeit zu der seit Jahren auf dem Markt gängigen, ebenfalls Lithium-Disilikat verstärkten glasbasierten Keramik, *IPS e.max Press*, zeigt. Dabei zeigte HT eine signifikant höhere Biegefestigkeit als LT. Wie erwartet zeigten zudem die untersuchten Lithium-Disilikat verstärkten Keramiken eine signifikant höhere Biegefestigkeit als die leuzitverstärkte glasbasierte Keramik *IPS Empress Esthetic*. Dies deckt sich mit Erkenntnissen aus der Literatur [6, 7, 35, 36].

In dieser Untersuchung wurde zur Ermittlung der Biegefestigkeit der Dreipunktbiegeversuch ausgewählt. Hierzu lässt sich zunächst im Allgemeinen sagen, dass die Messergebnisse zwischen dem Dreipunkt- und dem Vierpunktbiegeversuch sich unterscheiden. Die Werte der Festigkeit im Dreipunktbiegeversuch sind grundsätzlich höher als beim Vierpunktbiegeversuch. Dies liegt zum einen an unterschiedlich großen Zugspannungen, welche bei beiden Versuchen auf der Unterseite des Prüfkörpers entstehen. Zum anderen wird die Kraft bei dem Vierpunktbiegeversuch auf ein größeres Volumen des Prüfkörpers verteilt. Da auf dem größeren Volumen statistisch gesehen häufiger Gefügefehler wie Mikrorisse oder Poren auftreten, ist deren negativer Einfluss auf die Messergebnisse beim Vierpunktbiegeversuch statistisch größer [16]. Der Vierpunktbiegeversuch ist somit dem Dreipunktbiegeversuch vorzuziehen, da man bei Betrachtung der daraus resultierenden niedrigeren Messwerte immer eher auf der sicheren Seite bei der Konstruktionsplanung ist [16]. Um die Werte der Dreipunktbiegefestigkeit und der Vierpunktbiegefestigkeit miteinander zu vergleichen, benötigt man bei Keramiken Prüfkörper, die auf exakt dieselbe Weise vorbehandelt wurden. Zurzeit liegen in Bezug auf Lithium-Disilikat verstärkte Keramiken keine entsprechenden Studien vor. Tabelle 1 im Abschnitt 2.2.3.5 zeigt lediglich

eine Übersicht der in-vitro Studien zur Biegefestigkeit von Prüfkörpern aus Lithium-Disilikat verstärkter Keramik.

Der biaxiale Biegeversuch ist gegenüber den uniaxialen Biegeversuchen insofern vorteilhaft, als dass Mikrorisse an den Kanten der Prüfkörper, wie sie bei der Herstellung der Prüfkörper nicht zu vermeiden sind, das Messergebnis nicht wesentlich beeinflussen [32, 33, 34]. Kein Unterschied besteht jedoch darin, dass die Hauptbelastung während der Durchbiegung des keramischen Prüfkörpers auf der konvexen Seite, also in der Zugzone, liegt. Damit hat die Güte dieser konvexen Fläche bei allen Biegeversuchen einen starken Einfluss auf das Messergebnis [14].

Der Bruch in einer Keramik geht immer von Fehlern im Gefüge aus. Je weniger Fehler, desto höher also die Biegefestigkeit. Die Biegefestigkeit hängt somit entscheidend von der Qualität der Oberfläche der Prüfkörper ab. Die Herstellung völlig gefügefehlerfreier Prüfkörper ist allerdings nicht möglich. Um trotzdem eine bestmögliche Biegefestigkeit zu erzielen, sollte daher bei der Herstellung der Prüfkörper auf eine gute Politur und auf das Vorliegen einer möglichst geringen Anzahl von Mikrorissen und Poren geachtet werden. *Albakry et al.* [36] zeigten beispielsweise, dass die Biegefestigkeit von Leuzit und Lithium-Disilikat verstärkten glasbasierten Keramiken signifikant durch eine Politur erhöht werden kann, da kleine Fehler geglättet und somit reduziert werden. In dieser Untersuchung wurde streng darauf geachtet, alle Herstellerangaben, sowohl beim Verarbeiten der jeweiligen Keramiken als auch bei der anschließenden Oberflächenbehandlung, einzuhalten. Für die Grobausbettung von E, LT und HT wurde Glanzstrahlmittel mit einer Korngröße von 50  $\mu\text{m}$  bei 4 bar Druck verwendet. Für die Feinausbettung wurde ebenfalls Glanzstrahlmittel mit einer Korngröße von 50  $\mu\text{m}$  verwendet, jedoch bei einem Druck von 2 bar. Die beim Pressvorgang entstandene Reaktionsschicht bei LT und HT wurde mit *IPS e.max Press Invex Liquid* (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) entfernt. Für die Grobausbettung von HS10PC wurde Aluminiumoxid

mit einer Korngröße von 125  $\mu\text{m}$  bei 2 bar Druck verwendet. Die Feinausbettung erfolgte mit Glanzstrahlmittel mit einer Korngröße von 50  $\mu\text{m}$  bei 2 bar Druck. Die Reaktionsschicht wurde mit Aluminiumoxid mit einer Korngröße von 50  $\mu\text{m}$  bei maximal 2 bar Druck beseitigt. Zuletzt wurden sämtliche Prüfkörper auf exakt dieselbe Weise und derselben Dauer unter Wasserkühlung mit SIC Papier (Scan-Dia, Hagen, Deutschland) mit Korngrößen FEPA P500 (jede Seite jeweils 10 Sekunden), P2400 (jede Seite jeweils 30 Sekunden) und P4000 (jede Seite jeweils 30 Sekunden) poliert. Dafür wurde eine spezielle Vorrichtung aus hochwertigem Stahl konstruiert, in die Hohlräume in der Größe der Prüfkörper gefräst wurden, so dass in die Vorrichtung zeitgleich zehn Prüfkörper eingelegt werden konnten. *Drummond* et al. [35] untersuchten ebenfalls die Drei-Punkt-Biegefestigkeit sowohl einer Lithium-Disilikat Keramik als auch einer leuzitverstärkten Keramik. Dabei wurden die Prüfkörper mit einer Dimension von 2,5 x 5 x 20 mm mit SIC Papier mit den Korngrößen P120 und P240 (keine genaue Zeitangabe) poliert. Die leuzitverstärkte Keramik zeigte eine signifikant niedrigere Biegefestigkeit (92,75 MPa) als die Lithium-Disilikat verstärkte Keramik (204,75 MPa), beide lagen jedoch insgesamt deutlich unter den in dieser Dissertation gemessenen Werten. Auch *Guazzato* et al. [7] untersuchten die Drei-Punkt-Biegefestigkeit einer Lithium-Disilikat Keramik und einer leuzitverstärkten Keramik. Dabei wurden die Prüfkörper mit Aluminiumoxid mit einer Korngröße von 50  $\mu\text{m}$  ausgebettet und anschließend unter Wasserkühlung mit Diamantscheiben mit der Korngröße 120, 70, 30, 15  $\mu\text{m}$  poliert. Die Dimension der Prüfkörper betrug zuletzt 1,2 x 4 x 20 mm. Auch hier zeigte die leuzitverstärkte Keramik eine signifikant niedrigere Biegefestigkeit (106 MPa) als die Lithium-Disilikat verstärkte Keramik (306 MPa). Die Werte lagen ebenfalls insgesamt unter den in dieser Dissertation gemessenen Werten.

Einen Einfluss auf das Gefüge der Presskeramik und somit die Biegefestigkeit können auch der verwendete Vorwärm- oder Pressofen haben. Oft kommt es vor, dass zum Beispiel die

Vorwärmöfen nach 5 bis 10 Jahren ihre ursprüngliche Heizleistung verlieren. Dabei kann der Verlust zwischen 20 bis 40°C liegen. Die Konsequenz ist, dass die Muffel nicht ausreichend heiß wird, wodurch sich der Pressvorgang verlängern kann, was wiederum einen Einfluss auf das Gefüge der Keramik haben kann. Ist beispielsweise die Reaktionsschicht nach dem Ausbetten der Objekte aus der Einbettmasse recht dick, kann dies ein Indiz für eine nicht ausreichendes Vorwärmen im Vorwärmofen sein [121]. Somit ist es wichtig vor dem Pressvorgang sämtliche Öfen zu kalibrieren und auf die Genauigkeit der Temperatur zu überprüfen.

Darüber hinaus lässt sich sagen, dass die experimentelle Lithium-Disilikat verstärkte Keramik HS10PC genauso wie die Keramik *IPS e.max Press* aufgrund der signifikant Biegefestigkeit als leuzitverstärkte Keramik, nicht nur ein geeigneter Werkstoff für Inlays, Teilkronen und Kronen im Front- und Seitenzahnbereich, sondern auch für dreispännige Brücken bis zum 2. Prämolaren im Seitenzahnbereich ist.

Die *Weibull*-verteilung beschreibt das Streuverhalten der Biegefestigkeit keramischer Werkstoffe. Dabei ist das *Weibull*-modul ein Maß für die Zuverlässigkeit einer Keramik. In dieser Studie zeigt E das höchste *Weibull*-modul gefolgt von HS10PC und HT. LT zeigt das niedrigste *Weibull*-modul und somit die niedrigste Zuverlässigkeit. Die Werte decken sich mit Ergebnissen einer Studie von *Drummond* et al. [35] bei der eine Leuzit- und eine Lithium-Disilikat verstärkte Keramik ein ähnliches *Weibull*-modul zeigen und zudem die leuzitverstärkte Keramik eine etwas höhere Zuverlässigkeit aufweist als eine Lithium-Disilikat verstärkte Keramik. Die charakteristische Festigkeit ist ein Wert bei dem 63,2% aller Prüfkörper der jeweiligen Messreihe versagen. In dieser Dissertation zeigt HT die höchste charakteristische Festigkeit, gefolgt von HS10PC und LT. E zeigte die niedrigste charakteristische Festigkeit, was ebenfalls den Untersuchungsergebnissen von *Drummond* et al. entspricht, bei denen Lithium-Disilikat verstärkte Keramiken eine höhere charakteristische



Festigkeit zeigen als leuzitverstärkte Keramik. Für eine zuverlässige Bestimmung des *Weibull*moduls ist eine Prüfkörperanzahl von mindestens  $n=30$  gefordert [10]. Diese wurde in dieser Dissertation eingehalten.

Fraglich ist in dieser Dissertation, ob während des Polierens durch den Untersucher immer derselbe Druck auf die Vorrichtung und somit die Prüfkörper ausgeübt wurde. Zudem ist nicht auszuschließen, dass während der Oberflächenbehandlung und Politur nicht Fehler im Gefüge produziert wurden. Beide Aspekte könnten dazu geführt haben, dass die Oberflächen der Prüfkörper nicht identisch waren und dies somit die Ergebnisse beeinflusste und Abweichungen zwischen den Messwerten verursachte. Des Weiteren können kleinere Messfehler bei den uniaxialen Biegeversuchen durch Effekte an den Widerlagern aufkommen, da durch Reibung an den Widerlagern und den Druckstempeln zusätzliche Kräfte entstehen und auf die Prüfkörper übertragen werden können. Durch bewegliche Widerlager wurde dieser Effekt in dieser Studie minimiert [43].

## 6.2 Härte

Diese Untersuchung hat gezeigt, dass die experimentelle Lithium-Disilikat verstärkte glasbasierte Keramik HS10PC eine vergleichbare Härte und ein vergleichbares elastisches Eindringmodul zu der Keramik *IPS e.max Press* zeigt. Wie erwartet zeigten zudem die untersuchten Lithium-Disilikat verstärkten Keramiken eine signifikant höhere Härte und ein signifikant höheres elastisches Eindringmodul als die leuzitverstärkte Keramik. Dies deckt sich zum Teil mit Ergebnissen aus der Literatur: *Albakry et al.* [5] untersuchten die *Vickers*härte (ASTM C 1327-99) sowohl Lithium-Disilikat verstärkter Keramiken als auch einer leuzitverstärkten Keramik. Die Härte der Keramiken lag, im Gegensatz zu dieser Dissertation, im selben Wertebereich, d.h. sie waren nicht signifikant unterschiedlich zueinander.

Die in dieser Untersuchung gewählte Methode zur Ermittlung der Härte bietet folgende Vorteile: Bei der Ermittlung der *Martenshärte* mithilfe der instrumentierten Eindringhärteprüfung erfolgt die Messung der Eindringtiefe vollautomatisch (siehe 2.2.3.7). Im Gegensatz dazu, wird bei der Ermittlung der Härte nach *Vickers* der Härteeindruck optisch durch den Anwender unter dem Mikroskop vermessen. Visuelle Fehler des Anwenders können zu ungenauen Werten führen. Die *Martenshärte* ist somit weniger anfällig auf Fehler des Anwenders.

Des Weiteren lässt sich zu der Methode sagen, dass dadurch, dass Keramiken Gefügefehler ausweisen und diese die Messungen der Härte beeinflussen, pro Prüfkörper mehrere Messungen erfolgen und aus diesen das arithmetische Mittel ermittelt werden sollten. In dieser Dissertation erfolgten jeweils 6 Messungen pro Prüfkörper. Aus den 6 Messungen wurde das arithmetische Mittel gebildet. Bei Eindringhärteprüfungen ist zudem streng darauf zu achten, dass der Prüfkörper während der Messung absolut senkrecht zur Prüfrichtung gelagert ist. Die Oberfläche des Prüfkörpers sollte keine Verschmutzungen oder Unregelmäßigkeiten aufweisen. Eine Messung ist nur erfolgreich, wenn die Kanten des Eindrucks gleichmäßig und die Spitze der *Vickerspyramide* mittig eingedrückt sind. Außerdem können die Werte durch Erschütterung der Prüfmaschine verfälscht werden [44].

Nach *Martens* versteht man unter der Härte eines Werkstoffs, den Widerstand, den der Werkstoff der elastisch/plastischen Verformung beim Eindringen eines Eindringkörpers entgegensetzt [46]. Die instrumentelle Prüfung ermöglicht neben der *Martenshärte* auch das elastische Eindringmodul zu messen. Das elastische Eindringmodul ist ein mit dem Elastizitätsmodul (siehe 2.2.3.1) vergleichbares Modul. Aufgrund dieser Härteprüfung ist daher auch eine Aussage über die Festigkeit des zu prüfenden Werkstoffes möglich [46].

Das elastische Eindringmodul stellt eine präzisere Ermittlung der Elastizität eines Werkstoffs dar als die klassische Ermittlung des Elastizitätsmoduls, da hierbei die Querkontraktionszahl

des Prüfkörpers und des Eindringkörpers und weitere Parameter, die die Messung verfeinern, mit einbezogen werden. In einer Studie untersuchten *Albakry et al.* [6] das Elastizitätsmodul sowohl Lithium-Disilikat verstärkter Keramiken als auch leuzitverstärkter Keramiken. Dabei zeigten die Lithium-Disilikat verstärkten Keramiken ein signifikant höheres Elastizitätsmodul als leuzitverstärkte Keramik. Es handelt sich dabei um das Elastizitätsmodul und nicht, wie in dieser Dissertation, um das elastische Eindringmodul. Aufgrund der engen Verbindung des Elastizitätsmoduls und des elastischen Eindringmoduls lassen sich trotzdem die Werte von *Albakry et al.* [6] mit Ergebnissen aus dieser Dissertation vergleichen. In dieser Dissertation weisen ebenfalls die Lithium-Disilikat verstärkten Keramiken ein signifikant höheres elastisches Eindringmodul als die leuzitverstärkte Keramik auf.

### 6.3 Bruchlast

Diese Untersuchung hat gezeigt, dass die experimentelle Lithium-Disilikat verstärkte glasbasierte Keramik HS10PC vergleichbare Werte der Bruchlast zu der Keramik *IPS e.max Press* zeigt. Zudem zeigten die Untersuchungen, dass Kronen aus Lithium-Disilikat verstärkten glasbasierten Keramiken sowohl ohne vorherige künstliche Alterung als auch nach dieser signifikant höhere Bruchlasten zeigen als die leuzitverstärkte Keramik. Die einzige Ausnahme zeigte HS10PC bei der Untersuchung ohne vorherige künstliche Alterung. Die ermittelte Bruchlast lag zwischen der leuzitverstärkten Keramik und den Lithium-Disilikat verstärkten Keramiken.

In der Literatur wird berichtet, dass Kaukräfte von maximal 380 N in der Molarenregion von männlichen Patienten gemessen wurden [122]. Zusammenfassend lässt sich sagen, dass alle untersuchten Keramiken, sowohl initial als auch nach der künstlichen Alterung, diesen Kaukräften standhalten und somit für den klinischen Einsatz geeignet sind.

Da es sich bei der Untersuchung der Bruchlast um keinen Normversuch handelt, sind die Ergebnisse zwischen den Studien nicht direkt vergleichbar. Wie bereits in Abschnitt 2.2.3.9 genau beschrieben, unterscheiden sich die Untersuchungen der Bruchlast in der Geometrie der Prüfkörper, Geometrie und Werkstoff des Stumpfes, Befestigungsart/-material der Prüfkörper auf den Stümpfen, Achse des Prüfkörpers in der Prüfmaschine während der Belastung bzw. Messung der Bruchlast, Geschwindigkeit der Belastungsvorrichtung während der Belastung bzw. Messung der Bruchlast und der vorherigen künstlichen Alterung der Prüfkörper [51, 52, 53, 54]. Tabelle 4 in Abschnitt 2.2.3.9 zeigt eine Auswahl einiger in-vitro Studien der Bruchlast von Restaurationen aus Lithium-Disilikat verstärkter Keramik, die presstechnologisch hergestellt wurden. Generell zeigen monolithische Kronen ein anderes Bruchmuster als verblendete Kronen wie z.B. metallkeramische Kronen oder mit glasbasierten Keramiken, wie beispielsweise konventionelle Leuzit-Keramik, verblendete Zirkon- oder Lithium-Disilikat-Gerüste. Während verblendete Restaurationen am „Chipping“ versagen, bricht bei monolithischen Restaurationen das gesamte Gerüst, also die komplette Restauration [69, 123].

Die Untersuchung der Bruchlast wurde in dieser Studie mit der Methode nach *Voss* durchgeführt. Die dabei verwendeten Eckzahnkronen wurden sowohl im Kausimulator als auch bei der Belastung in der Universalprüfmaschine im 45° Winkel belastet. Diese Belastung hat nach *Voss* die ungünstigste Prognose [59]. Dies liegt darin begründet, dass Kronen axial wirkenden Kräften länger standhalten. Bei einer Belastung im 45° Winkel sind die Kronen nicht nur Druckspannungen, sondern auch Zugspannungen ausgesetzt, auf die keramische Werkstoffe besonders empfindlich reagieren [siehe 2.2.3.4]. Somit untersucht die Methode eine Art der Belastung, der Restaurationen unter klinischen Bedingungen am wenigsten standhalten [zum Ganzen 61].

Trotz großer Aufmerksamkeit bei der Herstellung der Kronen kann es zu leichten Abweichungen der Dimension und der Oberflächenstruktur kommen, was die zum Teil hohe Standardabweichung der gemessenen Werte erläutern würde. Die Wachskronen wurden per Hand hergestellt. Ein Fräsen der Wachskronen mittels CAD/CAM-Technologie könnte genauere Dimensionen erzielen. Wie bereits in Abschnitt 2.2.3.5 beschrieben, hängt die Festigkeit keramischer Restaurationen vor allem von Oberflächenqualität und somit der Fehlerfreiheit des Gefüges ab [14]. Die Festigkeit eines keramischen Werkstücks kann nicht nur durch eine gute Politur gesteigert werden [36], sondern auch durch die Verwendung einer Glasur [124, 125]. Dies liegt darin begründet, dass eine Glasur kleine Fehler auf der Oberfläche schließt und nach dem Abkühlen eine Druckspannung auf diese ausübt, was durch einen niedrigeren Wärmeausdehnungskoeffizient der Glasur gegenüber der Keramik ausgelöst wird [124, 126]. Um eine optimale Wirkung einer Glasur auf die Keramik zu erzielen, müssen die Zusammensetzung, Verarbeitung und der Wärmeausdehnungskoeffizient der Glasur und Keramik optimal aufeinander abgestimmt sein [127, 128]. Untersuchungen der optimalen Oberflächenbehandlung für die Keramik HS10PC sind von *Emslander* et al. [129] genau untersucht worden.

Des Weiteren hat das Elastizitätsmodul (siehe 2.2.3.1) der Stumpfes, auf dem die Kronen befestigt werden, einen Einfluss auf die Bruchlast [93, 130, 131, 132]. Es wurde berichtet, dass die Bruchlast abnimmt, wenn Prüfkörper auf starren Stümpfen und nicht auf „nicht-starren“ befestigt werden. „Nicht-starre“ Stümpfe mit einem Elastizitätsmodul, das dem natürlichen Zahn entspricht, z.B. solche, die den Zahnhalteapparat simulieren sollen, verhalten sich gleich zur klinischen Situation [130, 133, 134]. Ebenso hat die Art der Befestigung der Kronen auf den Stümpfen einen Einfluss auf die Bruchlast [130]. *Stawarczyk* et al. zeigten in einer Studie, dass die Bruchlast von Lithium-Disilikat verstärkten Kronen von der Art der Befestigung (konventionell oder adhäsiv) am Stumpf abhängt. Lithium-Disilikat

verstärkte Kronen zeigten signifikant höhere Werte der Bruchlast, wenn sie adhäsiv am Stumpf befestigt wurden, als diejenigen die nicht zementiert wurden [135].

In dieser Dissertation waren die Werte der Bruchlast für Lithium-Disilikat verstärkte Keramiken nach künstlicher Alterung vergleichbar oder sogar höher als die Werte der Prüfkörper ohne vorherige künstliche Alterung. Besonders nach der Alterung im Kausimulator waren die Werte signifikant höher im Vergleich zu denen ohne künstliche Alterung. Zu erwarten wäre, dass, wie viele andere Studien zeigten, nach einer künstlichen Alterung in feuchter Umgebung eine Abnahme der mechanischen Eigenschaften erfolgt [65, 66], was darin begründet liegt, dass Wasser aufgrund des Dipolcharakters in der Lage ist silikatische Bindungen zu lösen [16] und somit bereits vorhandene Risse, die gleichzeitig beispielsweise durch eine zyklische Belastung hervorgerufen werden, im Gefüge weiter vertieft werden. *Seydler* et al. [50] und *Schultheis* et al. [8] berichteten jedoch über ähnliche Beobachtungen bei der Untersuchung von CAD/CAM gefertigten Kronen und Brücken aus Lithium-Disilikat verstärkten Keramiken unter zyklischer Belastung im feuchten Milieu. Dabei zeigten die Brücken und Kronen nach der künstlichen Alterung zum Teil höhere Werte der Bruchlast, als diejenigen Brücken und Kronen, die keiner Alterung unterzogen wurden. Die Bruchmechanik von Glas und Keramiken unter diversen Umgebungsmedien wurde in der Literatur beschrieben [136, 137, 138, 139]. Dabei wurde unter anderem berichtet, dass die Festigkeit von Glas in einer feuchten Umgebung höher ausfallen kann anstatt niedriger. Dies kann darin begründet liegen, dass Wasser aufgrund der Fähigkeit zur Löslichkeit die Risspitze in einem Riss „abstumpft“. Der Radius dieser Risspitze wird somit größer und er schreitet langsamer voran [136, 137]. Anhand dieser Berichte kann man annehmen, dass dieses Phänomen in dieser Studie während der Alterung der Kronen eintrat. Generell entspricht die künstliche Alterung in einem Kausimulator bei 1.200.000 Kauzyklen in-vivo 5 Jahren [85].

Alle Kronen zeigten in dieser Studie dasselbe Bruchmuster. Sie zeigen kein „Chipping“ und brachen komplett, was für monolithische Restaurationen zu erwarten war. Diese Beobachtung deckt sich mit denen von *Seydler et al.* [50].

Des Weiteren wurde beobachtet, dass Kronen, die aus den HT Rohlingen hergestellt wurden, in allen Gruppen (initial und nach künstlicher Alterung) niedrigere Werte der Bruchlast zeigten. Die Werte waren jedoch nicht signifikant niedriger zu den Werten der Kronen, die aus den LT Rohlingen produziert wurden. Somit kann man sagen, dass kein Einfluss des Herstellungsverfahrens der Keramikrohlinge auf die Bruchlast daraus hergestellter Restaurationen besteht.

#### **6.4 Abrasionsbeständigkeit**

Die Dissertation hat gezeigt, dass sowohl die experimentelle Lithium-Disilikat verstärkte Keramik HS10PC als auch die Keramik *IPS e.max Press* in Bezug auf die Abrasionsbeständigkeit gegenüber dem Schmelzantagonisten vergleichbar mit leuzitverstärkter Keramik sind. Bei der Lithium-Disilikat verstärkten Keramik *IPS e.max Press* HT zeigte sich sogar ein signifikant niedrigerer Substanzverlust des Schmelzantagonisten gegenüber der Keramik als bei leuzitverstärkter Keramik.

In Bezug auf die Abrasionsbeständigkeit der Keramiken selbst zeigte die Keramik HS10PC die beste Beständigkeit. Der Substanzverlust der Keramik war sowohl nach 240.000 und 600.000 als auch nach 1.200.000 Kauzyklen signifikant niedriger im Vergleich zu den Lithium-Disilikat verstärkten Keramiken HT, LT und der leuzitverstärkten Keramik E.

Die Prüfkörper wurden in einem Kausimulator mit einer Kraft von 50 N bei einer Frequenz von 1 – 1,6 Hz belastet, was der durchschnittlichen Kaubelastung eines Patienten entsprechen soll [114]. Die Kauzyklenanzahl betrug 1.200.000, was in-vivo mit 5 Jahren gleichstehen soll [85]. Zusätzlich wurde die künstliche Alterung der Prüfkörper durch die

Temperaturwechselbelastung verstärkt [140, 141]. Die ständige Temperaturwechselbelastung mit Wasser entfernte dabei die Debris, die auf den Prüfkörpern entstand. Die Methode hat sich im Laufe der Zeit etabliert und wird häufig genutzt, um die klinische Situation zu simulieren [85, 141, 142]. Generell sollte die Abrasionsbeständigkeit eines Werkstoffes derjenigen des menschlichen Zahnschmelzes entsprechen, da Abweichungen davon Störungen der Okklusion, Verspannungen der Kaumuskulatur und Hypersensibilitäten des Antagonisten auslösen können [143, 144]. Der physiologische Zahnschmelzabtrag beträgt pro Jahr 30 – 40  $\mu\text{m}$  [145]. Die in dieser Dissertation gemessenen Werte des Substanzverlustes der Schmelzantagonisten sind deutlich höher. Gründe hierfür können eine abweichende Frequenz und Krafteinwirkung während der Kausimulation von der in-vivo Situation sein [85, 103, 112, 141, 146, 203]. Generell werden bei der Prüfungen der Abrasionsbeständigkeit nur wenige Korrelationen zwischen den in-vitro und den in-vivo Studien gefunden [141], und machen letztere unumgänglich. Standardisierte in-vitro Untersuchungen sind jedoch eine sehr gute Möglichkeit Werkstoffe miteinander zu vergleichen und einzustufen [24].

Des Weiteren haben folgende Faktoren einen Einfluss auf die Abrasionsbeständigkeit eines Werkstoffes: Mechanische Eigenschaften wie Härte, Festigkeit und Bruchzähigkeit [113, 147]. Dabei ist besonders die Härte hervorzuheben. Wie bereits in 2.2.3.7 beschrieben, versteht man unter Härte den mechanischen Widerstand, den ein Werkstoff der mechanischen Eindringung eines härteren Prüfkörpers entgegensetzt. Somit ist die Härte eine Oberflächeneigenschaft. Härtere Oberflächen abradieren demnach weniger stark als weniger harte. Die Härte von Zahnschmelz beträgt 300 – 400 HV [148] und ist somit ein wenig niedriger als die der untersuchten Keramiken. Dies könnte ein Grund sein für die hohe Abrasion der Schmelzantagonisten. Die Härte allein hat jedoch keinen entscheidenden Einfluss auf die Abrasionsbeständigkeit eines Werkstoffes.



Ein weiterer Faktor ist die Zusammensetzung eines Werkstoffes [113, 114, 115]. Die untersuchten glasbasierten Keramiken enthielten zur Verbesserung der mechanischen Eigenschaften Leuzit- oder Lithium-Disilikat-Kristalle. Die Kristalle lösen sich während der Kausimulation aus der Matrix, was eine raue Oberfläche zur Folge hat [141]. Die Abrasion ist unter anderem von der Reibung, also der Oberfläche der sich berührenden Werkstoffe abhängig. Demnach zeigen glatte Oberflächen weniger Widerstand und verursachen eine geringere Abrasion am Antagonisten als raue Oberflächen. Glasbasierte Keramiken zeigen durch die Kristalle eine rauere Oberfläche und somit einen höheren Substanzverlust des Schmelzantagonisten als z.B. Kunststoffe [24], was ein weiterer Grund für die hohe Abrasion der Schmelzantagonisten sein könnte. So kann die Abrasionsbeständigkeit auch durch diverse Oberflächenbehandlungen wie eine Politur oder Glasur beeinflusst werden [116, 147, 149]. Eine Studie zeigte, dass durch eine Glasur der Substanzverlust am Antagonisten erhöht wird, da sich Partikel der Glasur beim Belasten im Kausimulator ablösen und somit eine raue Oberfläche verursachen [149]. Eine andere Studie zeigte, dass durch das Beschleifen der Oberfläche ebenfalls ein höherer Substanzverlust verursacht wird, da hier ebenfalls die Oberfläche aufgeraut wird [149]. Um den Einfluss dieser Faktoren zu vermeiden, wurden in dieser Studie die Prüfkörper nur hochglanzpoliert.

Insgesamt zeigten hier die Ergebnisse des Substanzverlustes der Schmelzantagonisten in allen Gruppen eine recht hohe Standardabweichung vom Mittelwert. Dies liegt begründet in der unterschiedlichen Geometrie der Höcker, der Dicke des Zahnschmelzes und in der unterschiedlichen Zusammensetzung des Zahnschmelzes [140, 141]. Obwohl Antagonisten aus Zahnschmelz eine sehr hohe Streuung der Ergebnisse zeigen, simulieren sie sehr gut die klinische Situation. Eine Alternative zu Schmelzantagonisten stellen Antagonisten aus Edelmetall oder Steatit dar. Im Gegensatz zu Schmelzantagonisten ermöglichen sie eine gewisse Standardisierung der Abrasionsbeständigkeitsmessungen [114, 150].

## Diskussion

Des Weiteren hat die Auswahl der Kausimulation Einfluss auf die Messungen der Abrasionsbeständigkeit. Eine Studie untersuchte verschiedene Messmethoden der Abrasionsbeständigkeit. Dabei wurden u.a. die ACTA-, Züricher-, Alabama-, MTS- und OHSU-Messmethode miteinander verglichen. Alle Messmethoden führten zu unterschiedlichen Resultaten [103, 141]. So lassen sich nur diejenigen Resultate miteinander vergleichen, die mit derselben Messmethode durchgeführt wurden.

## 7 ZUSAMMENFASSUNG

Auf der Basis der hier zusammengefassten Untersuchungen, konnte festgestellt werden, dass die experimentelle Lithium-Disilikat verstärkte glasbasierte Keramik für die Presstechnologie vergleichbare Werte der mechanischen Eigenschaften wie Biegefestigkeit, Härte, elastisches Eindringmodul, Bruchlast und Abrasionsbeständigkeit wie die seit Jahren auf dem Markt gängige Keramik *IPS e.max Press* zeigt. Als Kontrollgruppe diente bei den Untersuchungen die leuzitverstärkte glasbasierte Keramik *IPS Empress Esthetic*.

Da beide untersuchten Lithium-Disilikat Keramiken signifikant höhere Werte der Dreipunktbiegefestigkeit, *Martenshärte*, des elastischen Eindringmoduls und der Bruchlast als leuzitverstärkte Keramiken zeigen, eignen sie sich nicht nur für Einzelzahn-Restaurationen wie Kronen und Inlays, sondern auch für die Herstellung von dreispannigen Brücken.

Zudem haben die Untersuchungen gezeigt, dass Lithium-Disilikat verstärkte Keramiken in Bezug auf die Abrasionsbeständigkeit gegenüber dem Schmelzantagonisten vergleichbar mit leuzitverstärkter Keramik sind. Die Lithium-Disilikat verstärkte Keramik *IPS e.max Press HT* zeigte sogar einen signifikant niedrigeren Substanzverlust des Schmelzantagonisten als bei der leuzitverstärkten Keramik. In Bezug auf die Abrasionsbeständigkeit der Keramiken selbst weist die Keramik *HS10PC* die höchste Beständigkeit auf. Der Substanzverlust der Keramik war sowohl nach 240.000 und 600.000 als auch nach 1.200.000 Kauzyklen im Vergleich zu den Keramiken *IPS e.max Press HT, LT* und der leuzitverstärkten Keramik *IPS Empress Esthetic* signifikant niedriger.

Ergänzend haben die Untersuchungen präsentiert, dass kein direkter Zusammenhang zwischen den mechanischen Eigenschaften wie Festigkeit, Härte, Bruchlast und der Abrasionsbeständigkeit besteht. Die leuzitverstärkte Keramik zeigt trotz signifikant niedrigerer Biegefestigkeit, Härte und Bruchlast als die Lithium-Disilikat verstärkten Keramiken, ähnliche Abrasionsbeständigkeitswerte gegenüber dem Schmelzantagonisten.

## Zusammenfassung

Es kann behauptet werden, dass sich die experimentelle Presskeramik HS10PC in Bezug auf die mechanischen Eigenschaften nicht wesentlich von der Keramik *IPS e.max Press* unterscheidet. Klinische (Langzeit-)Studien, die die neue Keramik untersuchen, liegen zurzeit noch nicht vor. Die mechanischen Eigenschaften lassen jedoch darauf schließen, dass sich die Keramik HS10PC hervorragend im klinischen Alltag etabliert.

Neben der klinischen Überlebensrate sollten noch für die experimentelle Presskeramik HS10PC in Bezug auf mechanische Eigenschaften die Bruchzähigkeit und in Bezug auf optische Eigenschaften die Farbbeständigkeit untersucht werden.

## DANKSAGUNG

Ich möchte allen danken, die mir die Arbeit an meiner Dissertation ermöglicht und mich dabei unterstützt haben. Ein besonderer Dank gebührt folgenden Personen:

- PD Dr. rer. biol. hum. Dipl. Ing. (FH), MSc, Bogna Stawarczyk für die Ermöglichung und Realisierung des erträumten Themenbereiches dieser Dissertation sowie für die tatkräftige Unterstützung und ihre immer liebevolle, professionelle, geduldige und offene Betreuung
- Frau Marlis Eichberger, ZT, für die herzige und geduldige Betreuung im Labor während der Versuche und ihre liebevolle moralische Unterstützung
- *estetic ceram ag* (Triesen, Liechtenstein) für die Zurverfügungstellung der Keramiken
- Firma *Komet* für die Sonderanfertigung und Zurverfügungstellung der Schleifkörper für die Präparation der Schmelzantagonisten
- Jan Perrar für die unermüdliche Unterstützung und Lösung aller (unlösbar scheinenden) Software Probleme im Bereich Word und Excel.
- Ludwig Schloemer, Dr. med. vet., für die Hilfe während der Versuche und die Anregung zum Studium und einer Promotion an der LMU München
- Malte Krings, Dipl.-Ing., für die Unterstützung bei der Literaturrecherche
- Edward Łukoszek, Dr. med. dent., für die geduldige Hilfe beim Sammeln der Oberkiefermolaren und die übrige herzliche Unterstützung
- Andrzej Haładyn, mgr inż, für die Hilfe bei der Konstruktion der Stahlvorrichtung für die Prüfkörperpolitur für die Untersuchung der Biegefestigkeit und für viele weitere wertvolle Hinweise während dieser Dissertation
- Benjamin Welz, M.A., für die liebevolle Hilfe bei den Abbildungen

## ERKLÄRUNG

### Eidesstaatliche Versicherung

**Musik, Martyna**

---

Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt,

dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

*Charakterisierung von verstärkten glasbasierten Dentalkeramiken*

Selbstständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, dem aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft und Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegt Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

München, den 19.01.2016

---

Unterschrift Doktorandin

**LITERATURVERZEICHNIS**

- 1 Wall JG, Cipra DL. Alternative crown systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice? *Dent Clin North Am* 1992;36(3):765-82
- 2 Edelhoff D, Brix O. All-ceramic restorations in different indications: a case series. *J Am Dent Assoc* 2011;142 Suppl (2):14S-9S
- 3 Prevedello GC, Vieira M, Furuse AY, Correr GM, Gonzaga CC Esthetic rehabilitation of anterior discolored teeth with lithium disilicate all-ceramic restorations. *Gen Dent* 2012; 60(4):e274-8
- 4 Sjögren G, Sletten G, Dahl JE. Cytotoxicity of dental alloys, metals, and ceramics assessed by millipore filter, agar overlay, and MTT tests. *J Prosthet Dent* 2000;84(2):229-36
- 5 Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Fracture toughness and hardness evaluation of three pressable all-ceramic dental materials. *J Dent.* 2003;31(3):181-8
- 6 Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent* 2003;89:374-380
- 7 Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater* 2004;20:441-448
- 8 Schultheis S, Strub JR, Gerds TA, Guess PC. Monolithic and bi-layer CAD/CAM lithium-disilicate versus metal-ceramic fixed dental prostheses: comparison of fracture loads and failure modes after fatigue. *Clin Oral Investig.* 2013;17(5):1407-13
- 9 Eichberger M, Keul C, Stawarczyk B. Lithium-Disilikat x 2. *Dental dialogue* 2014;15 (3):46-55
- 10 DIN EN ISO 6872. Zahnheilkunde – Keramische Werkstoffe (ISO 6872:2008); Deutsche Fassung EN ISO 6872:2008
- 11 Voss R. Stability of metal-ceramic crowns. *Dtsch Zahnärztl Z* 1969;24(8):726-31
- 12 Kern M, Kohal RJ, Mehl A, Pospiech P, Frankenberger R, Reiss B, Wiedhahn K, Kunzelmann KH. Vollkeramik auf einen Blick. 5. deutsche erweiterte Auflage 2012. Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e.V.
- 13 Kappert H F, Eichner K., Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Band 2 Werkstoffe unter klinischen Aspekten, Georg Thieme Verlag, 6. Auflage, 2008
- 14 Strub JR, Kern M, Türp JC, Witkowski S, Heydecke G, Wolfart S, Curriculum Prothetik, Band II, Quintessenz Verlag, 4. Auflage 2011
- 15 Eichner K, Kappert HF, Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Band 1 Grundlagen und Verarbeitung, Georg Thieme Verlag, 8. Auflage 2005
- 16 Gernet W, Biffar R, Schwenzer N, Ehrenfeld M, Zahnärztliche Prothetik, Georg Thieme Verlag, 3. Auflage 2007
- 17 Höland W, Rheinberger V, Apel E, van't Hoen C: Principles and phenomena of bioengineering with glass-ceramics for dental restorations. *J Eur Ceram Soc* 27, 1521-1526 (2007)

- 18 IPS e.max® Press, Scientific Documentation, Ivoclar Vivadent AG, Schaan / Liechtenstein 2011
- 19 Höländ W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *J Biomed Mater Res* 2000;53(4):297-303
- 20 VITA SUPRINITY, Technisch-Wissenschaftliche Dokumentation. VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co.KG. Herausgabe der Gebrauchsinformation: 04.14
- 21 CELTRA DUO. Gebrauchsanleitung. DeguDent GbmH. Dentsply Detrey 12.08.2013
- 22 Wall JG, Cipra DL. Alternative crown systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice? *Dent Clin North Am* 1992;36(3):765-82
- 23 Munz D, Fett T, *Mechanisches Verhalten keramischer Werkstoffe*, Springer Verlag, Berlin 1989
- 24 Stawarczyk B, Özcan M, Trottmann A, Schmutz F, Roos M, Hämmerle C. Two-body wear rate of CAD/CAM resin blocks and their enamel antagonists. *J Prosthet Dent* 2013;109(5):325-32
- 25 R. Strietzel, *Die Werkstoffkunde der Metall-Keramik-Systeme*, Verlag Neuer Merkur GmbH, 2005
- 26 DC Ceram concept Press, Informationsblatt Lithium Disilikat Glaskeramik, Ceramay, 2047.2013 de
- 27 IPS e.max®, Information für den Zahntechniker, Ivoclar Vivadent AG, Schaan/Liechtenstein, 627433/de/2014-05-20
- 28 Körber K, Ludwig K, *Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologie*, 2. Überarbeitete Auflage, Georg Thieme Verlag, 1993
- 29 IPS Empress CAD, Wissenschaftliche Dokumentation, Ivoclar Vivadent AG, Schaan / Liechtenstein 2011
- 30 Nasrin Seifi Shirvandeh. *Unterkritisches Reißwachstum von Dentalkeramik*. Von der Medizinischen Fakultät der RWTH Aachen genehmigte Dissertation. 2000
- 31 Fischer J, Stawarczyk B, Hämmerle CH. Flexural strength of veneering ceramics for zirconia. *J Dent* 2008;36(5):316-21
- 32 Anusavice KJ, Kakar K, Ferree N. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? *Clin Oral Implants Res* 2007;18 Suppl 3: 218-31
- 33 Marx R, et al., Rissparameter und Weibullmodule: Unterkritisches Reißwachstum und Langzeitfestigkeit vollkeramischer Msterialien. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 2001; 56: 90-98
- 34 Yorck Alexander Zebuhr, „Die Biegefestigkeit weißkörperbearbeiteten Yttrium-verstärkten Zirkoniumdioxids unter dem Einfluss künstlicher Alterung und Färbung“, Dissertation zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde an der Ludwig-Maximilinas-Universität München 2010
- 35 Drummond JL, King TJ, Bapna MS, Koperski RD. Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. *Dent Mater* 2000;16(3):226-33
- 36 Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. *J Dent* 2004;32(2):91-9



- 37 Ludwig K, Kubick S, Klopfer S. In vitro investigations on the fracture strength of anterior bridges made of IPS Empress, IPS Empress 2 and new all-ceramic materials. *Int Symp Crystallization in Glasses & Liquids* 2000;73:293-317.
- 38 Anusavice KJ, Della Bona A, Mecholsky JJ. Fracture behavior of Leucite- and LithiaDisilicate-based hot-pressed ceramics. *J Dent Res* 2001;80:544
- 39 Della Bona A, Anusavice KJ, Mecholsky JJ Jr. Apparent interfacial fracture toughness of resin/ceramic systems. *J Dent Res* 2006;85(11):1037-41
- 40 Berge HX, Sorensen JA, Edelhoff D. Split energy factor theory in fracture analysis of dental ceramics. *J Dent Res* 2001;80:57
- 41 Sorensen JA, Berge HX, Edelhoff D. Effect of storage media and fatigue loading on ceramic strength. *J Dent Res* 2000;79:217
- 42 Wei-Shao Lin DDS, Carlo Ercoli DDS, Changyong Feng PhD and Dean Morton BDS, MS, The Effect of Core Material, Veneering Porcelain, and Fabrication Technique on the Biaxial Flexural Strength and Weibull Analysis of Selected Dental Ceramics. *J Prosthodont.* 2012;21(5):353-62
- 43 Dr. Carlos Pagliosa, Werkstoffpraktikum WS-SS 2003/2004, Versuch 5: Mechanisches Verhalten von Keramik, Department of Materials, Eidgenössische technische Hochschule Zürich.  
[http://www.nonmet.mat.ethz.ch/education/courses/Ceramic\\_Laboratory\\_Practice/6\\_Mechanische\\_Eigenschaften.pdf](http://www.nonmet.mat.ethz.ch/education/courses/Ceramic_Laboratory_Practice/6_Mechanische_Eigenschaften.pdf)
- 44 Univ.-Prof. Dr.-Ing. Paul Beiss, Werkstoffkunde I, Professur und Institut für Werkstoffkunde , RWTH Aachen, Druck- & Verlagshaus Mainz GmbH
- 45 DIN EN ISO 14577 „Instrumentierte Eindringprüfung zur Bestimmung der Härte und anderer Werkstoffparameter“, Oktober 2002
- 46 Burkhard H, Werkstoffprüfung, Ermittlung von Werkstoffeigenschaften, Carl Hanser Verlag, 2. Auflage, 2011
- 47 Shahdad SA, McCabe JF, Bull S, Rusby S, Wassell RW. Hardness measured with traditional Vickers and Martens hardness methods. *Dent Mater* 2007;23(9):1079-85
- 48 Mahoney E, Holt A, Swain M, Kilpatrick N., The hardness and modulus of elasticity of primary molar teeth: an ultra-micro-indentation study. *J Dent* 2000;28(8):589-94
- 49 Stawarczyk B, Ozcan M, Roos M, Trottmann A, Hämmerle CH. Fracture load and failure analysis of zirconia single crowns veneered with pressed and layered ceramics after chewing simulation. *Dent Mater J* 2011;30(4):554-62
- 50 Seydler B, Rues S, Müller D, Schmitter M. In vitro fracture load of monolithic lithium disilicate ceramic molar crowns with different wall thicknesses. *Clin Oral Investig* 2014;18(4):1165-71
- 51 Stawarczyk B, Beuer F, Wimmer T, Jahn D, Sener B, Roos M, Schmidlin PR. Polyetheretherketone-a suitable material for fixed dental prostheses? *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2013;101(7):1209-16
- 52 Stawarczyk B, Ozcan M, Hallmann L, Roos M, Trottmann A, Hämmerle CH. Impact of air-abrasion on fracture load and failure type of veneered anterior Y-TZP crowns before and after chewing simulation. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2012;100(6):1683-90

- 53 Stawarczyk B, Ozcan M, Roos M, Trottmann A, Sailer I, Hämmerle CH. Load-bearing capacity and failure types of anterior zirconia crowns veneered with overpressing and layering techniques. *Dent Mater* 2011;27(10):1045-53
- 54 Stawarczyk B, Ozcan M, Roos M, Trottmann A, Hämmerle CH. Fracture load and failure analysis of zirconia single crowns veneered with pressed and layered ceramics after chewing simulation. *Dent Mater J* 2011;30(4):554-62
- 55 Johansson C, Kmet G, Rivera J, Larsson C, Vult Von Steyern P. Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. *Acta Odontol Scand* 2014;72(2):145-53
- 56 Zhao K, Pan Y, Guess PC, Zhang XP, Swain MV. Influence of veneer application on fracture behavior of lithium-disilicate-based ceramic crowns. *Dent Mater* 2012;28(6):653-60
- 57 Steiner M, Sasse M, Kern M, Fracture Resistance of All-Ceramic Crown Systems. IADR Abstract Nr. 2999. IADR/AADR/CADR 89th General Session and Exhibition (March 16-19, 2011) (San Diego, CA)
- 58 Heintze SD, Cavalleri A, Zellweger G, Büchler A, Zappini G. Fracture frequency of all-ceramic crowns during dynamic loading in a chewing simulator using different loading and luting protocols. *Dent Mater* 2008;24(10):1352-61
- 59 Stawarczyk B, Ozcan M, Hämmerle CH, Roos M. The fracture load and failure types of veneered anterior zirconia crowns: an analysis of normal and Weibull distribution of complete and censored data. *Dent Mater* 2012;28(5):478-87
- 60 Voss R. Stability of metal-ceramic crowns. *Dtsch Zahnarztl Z* 1969;24(8):726-31
- 61 Emelie Stiller, Vergleichende Untersuchungen zur Bruchfestigkeit von voll- und teilgepressten EMF-Kronen, Dissertation aus der Abteilung für Orale Struktur- und Entwicklungsbiologie der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin, 2013
- 62 Schmitter M, Lotze G, Bömicke W, Rues S. Influence of surface treatment on the in-vitro fracture resistance of zirconia-based all-ceramic anterior crowns. *Dent Mater* 2015;31(12):1552-60
- 63 Fischer J, Stawarczyk B, Trottmann A, Hämmerle CH. Impact of thermal misfit on shear strength of veneering ceramic/zirconia composites. *Dent Mater*. 2009;25(4):419-23
- 64 Fischer J, Stawarczyk B. Compatibility of machined Ce-TZP/Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> nanocomposite and a veneering ceramic. *Dent Mater* 2007;23(12):1500-5
- 65 Borges GA, Caldas D, Taskonak B, Yan J, Sobrinho LC, de Oliveira WJ. Fracture loads of all-ceramic crowns under wet and dry fatigue conditions. *J Prosthodont* 2009;18(8):649-55
- 66 Sobrinho LC, Cattell MJ, Glover RH, Knowles JC. Investigation of the dry and wet fatigue properties of three all-ceramic crown systems. *Int J Prosthodont* 1998;11(3):255-62
- 67 Yildiz C, Vanlioğlu BA, Evren B, Uludamar A, Kulak-Ozkan Y. Fracture resistance of manually and CAD/CAM manufactured ceramic onlays. *J Prosthodont* 2013;22(7):537-42.

- 68 Lin WS, Ercoli C, Feng C, Morton D. The effect of core material, veneering porcelain, and fabrication technique on the biaxial flexural strength and weibull analysis of selected dental ceramics. *J Prosthodont* 2012;21(5):353-62.
- 69 Wei YR, Pan Y, Cao SS, Zhang XP, Zhao K. Influence of veneer application on failure behavior and reliability of lithium disilicate glass-ceramic molar crowns. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. 2013;48(2):91-5
- 70 Heintze SD, Cavalleri A, Zellweger G, Böhler A, Zappini G. Fracture frequency of all-ceramic crowns during dynamic loading in a chewing simulator using different loading and luting protocols. *Dent Mater* 2008;24(10):1352-61
- 71 Cortellini D, Canale A, Souza RO, Campos F, Lima JC, Ozcan M. Durability and Weibull Characteristics of Lithium Disilicate Crowns Bonded on Abutments with Knife-Edge and Large Chamfer Finish Lines after Cyclic Loading. *J Prosthodont* 2015;24(8):615-9
- 72 Nawafleh N, Hatamleh M, Elshiyab S, Mack F. Lithium Disilicate Restorations Fatigue Testing Parameters: A Systematic Review. *J Prosthodont* 2015 Oct 27
- 73 Kappert HF, Knode H, Schultheiss R. Festigkeitsverhalten der In-Ceram-Keramik bei mechanischer und thermischer Wechsellast im Kunstspeichel. *Dtsch Zahnärztl. Z* 1991;46(2):129-31
- 74 Ohyama, T., M. Yoshinari and Y. Oda, Effects of cyclic loading on the strenght of all-ceramic materials. *Int J prosthodont* 1999;12:28-37
- 75 Zhang Y, Chai H, Lawn BR. Graded structures for all-ceramic restorations. *Journal of Dental Research* 2010;89: 417-21
- 76 Lawn BR. *Fracture of brittle solids*. 2nd ed. Cambridge: Cambridge University Press; 1993
- 77 Drummond JL. Ceramic behavior under different environmental and loading conditions. In: Eliades G, Theodore E, Brantley WA, Watts DC (eds) *Dental materials in vivo: aging and related phenomena*. Quintessence Publ, Chicago, 2003; pp 35-45
- 78 Von Steyern PV, Ebbeson S, Holmgren J, et al: Fracture strenght oft wo oxide ceramic crown systems after cyclic pre-loading an thermocycling. *J Oral Rehabil* 2006;33:682-689
- 79 Fischer J, Roeske S, Stawarczyk B, Hämmerle CH. Investigations in the correlation between Martens hardness and flexural strength of composite resin restorative materials. *Dent Mater J* 2010;29(2):188-92
- 80 Krejci I, Reich T, Lutz F, Albertoni M. In-Vitro-Testverfahren zur Evaluation Dentaler Restaurationssysteme. 1. Computergesteuerter Kausimulator. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1990 ; 100: 953-960
- 81 Mörmann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *J Mech Behav Biomed Mater* 2013;20:113-25
- 82 Kern M, Strub JR, Lu XY. Wear of composite resin veneering materials in a dual-axis chewing simulator. *J Oral Rehabil* 1999;26(5):372-8
- 83 ISO14569-2: Dental materials - Guidance on testing of wear - Part 2: Wear by two/ or three body contact (2001). Geneva, Switzerland: International Organization for Standardisation

- 84 Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, Handel G. Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. *Dent Mater* 2006;22(2):176-82
- 85 Rosentritt M, Behr M, van der Zel JM, Feilzer AJ. Approach for valuating the influence of laboratory simulation. *Dent Mater* 2009;25(3):348-52
- 86 Heintze SD, Cavalleri A, Zellweger G, Büchler A, Zappini G. Fracture frequency of all-ceramic crowns during dynamic loading in a chewing simulator using different loading and luting protocols. *Dent Mater* 2008;24(10):1352-61
- 87 Rosentritt M, Behr M, van der Zel JM, Feilzer AJ. Approach for valuating the influence of laboratory simulation. *Dent Mater* 2009;25(3):348-52
- 88 Clausen JO, Abou Tara M, Kern M. Dynamic fatigue and fracture resistance of non-retentive all-ceramic full-coverage molar restorations. Influence of ceramic material and preparation design. *Dent Mater* 2010;26(6):533-8
- 89 Mitsias M, Koutayas SO, Wolfart S, Kern M. Influence of zirconia abutment preparation on the fracture strength of single implant lithium disilicate crowns after chewing simulation. *Clin Oral Implants Res* 2014;25(6):675-82
- 90 Rosentritt M, Plein T, Kolbeck C, Behr M, Handel G. In vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth. *Int J Prosthodont* 2000;13(5):387-91
- 91 Scherrer SS, de Rijk WG. The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. *Int J Prosthodont* 1993;6(5):462-7
- 92 Campbell SD. A comparative strength study of metal ceramic and all-ceramic esthetic materials: modulus of rupture. *J Prosthet Dent* 1989;62(4):476-9
- 93 Mahmood DJ, Linderoth EH, Vult Von Steyern P. The influence of support properties and complexity on fracture strength and fracture mode of all-ceramic fixed dental prostheses. *Acta Odontol Scand* 2011;69(4):229-37
- 94 Kim JW, Kim JH, Thompson VP et al. Sliding contact fatigue damage in layered ceramic structures. *J Dent Res* 2007;88:1046-1050
- 95 Kim B, Zhang Y, Pines M et al. Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. *J Dent Res* 2007;86:142-146.
- 96 Czichos H. und Habig K. H., *Tribologie Handbuch, Tribometrie, Tribomaterialien, Tribotechnik*. 3. Auflage, Wiesbaden: Vieweg & Teubner, 2010
- 97 Brigitte Lauerer, *Abrasionsbeständigkeit konventioneller und lighthärtender Glasionomermemente*, Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades Dr. med. dent. aus der Medizinischen Fakultät / dem Fachbereich Zahnerhaltung und Parodontologie der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, 2013
- 98 Zum Gahr KH. *Microstructure and wear of materials*. Tribology series 10. Elsevier Verlag. 1987
- 99 Mair LH, Stolarski TA, Vowles RW, Lloyd CH. *Wear: mechanisms, manifestations and measurement*. Report of a workshop. *J Dent* 24:141-148, 1996
- 100 Michael Mair, *Nahrungsverschleiß im Kausimulator*, Dissertation zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde an der Medizinischen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität zu München, 2002

- 101 Mehta SB, Banerji S, Millar BJ, Suarez-Feito JM. Current concepts on the management of tooth wear: part 1. Assessment, treatment planning and strategies for the prevention and the passive management of tooth wear. *Br Dent J* 2012;13;212(1):17-27
- 102 Preis V, Behr M, Kolbeck C, Hahnel S, Handel G, Rosentritt M. Wear performance of substructure ceramics and veneering porcelains. *Dent Mater* 2011;27(8):796-804
- 103 Heintze SD. How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dent Mater* 2006;22(8):712-34
- 104 Lambrechts P, Debels E, Van Landuyt K, Peumans M, Van Meerbeek B. How to simulate wear? Overview of existing methods. *Dent Mater* 2006;22(8):693-701
- 105 Bauer CM, Kunzelmann KH, Hickel R. Silikophosphat- und Glasionomerzemente – eine Amalgamalternative. *Dtsch Zahnärztl Z* 1996;51:339-341
- 106 Krämer N, Pelka M, Kautetzky P, Sindel J, Petschelt A. Abrasionsbeständigkeit von Kompomeren und stopfbaren Glasionomerzementen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1997;52:186-189
- 107 Sinan Ekenel. Verschleißverhalten dentaler Komposite in der Pin-On-Disc-Verschleißsimulation, Dissertation zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde an der Medizinischen Fakultät der Ludwigs-Maximilians-Universität zu München. 2005
- 108 Kunzelmann KH, Bürkle V, Bauer C. Two-body and Three-body wear of glassionomer cements. *Int J Paediatr Dent* 2003;13:434-440
- 109 Osiewicz MA, Werner A, Pytko-Polonczyk J, Roeters FJ, Kleverlaan CJ. Contact- and contact-free wear between various resin composites. *Dent Mater* 2015;31(2):134-40
- 110 Elena Heinemann, Abrasions- und Adhäsiv-Verhalten fließfähiger Komposite im Rahmen der kieferorthopädischen Langzeitretention, Inaugural – Dissertation zur Erlangung der Doktorwürde an der Medizinischen Fakultät der Julius-Maximilians-Universität Würzburg, 2013
- 111 SD Mechatronik GmbH Webseite: <http://sdm-gmbh.de/produkte/drei-medien-abrasionssystem-tma-1.html>
- 112 Stawarczyk B, Özcan M, Schmutz F, Trottmann A, Roos M, Hämmerle CH. Two-body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists. *Acta Odontol Scand* 2013;71(1):102-12
- 113 Albashaireh ZS, Ghazal M, Kern M. Two-body wear of different ceramic materials opposed to zirconia ceramic. *J Prosthet Dent* 2010;104(2):105-13
- 114 Rosentritt M, Preis V, Behr M, Hahnel S, Handel G, Kolbeck C. Two-body wear of dental porcelain and substructure oxide ceramics. *Clin Oral Investig* 2012;16(3):935-43
- 115 Kim MJ, Oh SH, Kim JH, Ju SW, Seo DG, Jun SH, Ahn JS, Ryu JJ. Wear evaluation of the human enamel opposing different Y-TZP dental ceramics and other porcelains. *J Dent* 2012;40(11):979-88
- 116 Preis V, Behr M, Handel G, Schneider-Feyrer S, Hahnel S, Rosentritt M. Wear performance of dental ceramics after grinding and polishing treatments. *J Mech Behav Biomed Mater* 2012;10:13-22
- 117 Gehrt M, Wolfart S, Rafai N, Reich S, Edelhoff D. Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service. *Clin Oral Investig* 2013;17(1):275-84
- 118 Guess PC, Selz CF, Steinhart YN, Stampf S, Strub JR. Prospective clinical split-mouth study of pressed and CAD/CAM all-ceramic partial-coverage restorations: 7-year results. *Int J Prosthodont* 2013;26(1):21-5

- 119 Valenti M, Valenti A. Retrospective survival analysis of 261 lithium disilicate crowns in a private general practice. *Quintessence Int* 2009;40(7):573-9
- 120 Esquivel-Upshaw J, Rose W, Oliveira E, Yang M, Clark AE, Anusavice K. Randomized, controlled clinical trial of bilayer ceramic and metal-ceramic crown performance. *J Prosthodont* 2013;22(3):166-73
- 121 Jürgen Reif, ZT und telefonische Auskunft Ivoclar Vivadent
- 122 Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. *Acta Odontol Scand* 1977;35(6):297-303
- 123 Kim JH, Lee SJ, Park JS, Ryu JJ. Fracture load of monolithic CAD/CAM lithium disilicate ceramic crowns and veneered zirconia crowns as a posterior implant restoration. *Implant Dent* 2013;22(1):66-70
- 124 Vershneya AK. *Fundamentals of inorganic glasses*. London: Academic Press Inc., Harcourt Brace and Co.; 1994:445-8.
- 125 Lüthy H, Dong JK, Wohlwend A, Schärer P. Effects of veneering and glazing on the strength of heat-pressed ceramics. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1993;103(10):1257-60
- 126 Cattell MJ, Chadwick TC, Knowles JC, Clarke RL. The development and testing of glaze materials for application to the fit surface of dental ceramic restorations. *Dent Mater* 2009;25(4):431-41
- 127 Ahmad R, Morgano SM, Wu BM, Giordano RA. An evaluation of the effects of handpiece speed, abrasive characteristics, and polishing load on the flexural strength of polished ceramics. *J Prosthet Dent* 2005;94(5):421-9.
- 128 Fischer J, Stawarczyk B. Compatibility of machined Ce-TZP/Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> nanocomposite and a veneering ceramic. *Dent Mater* 2007;23(12):1500-5
- 129 Emslander A, Reise M, Eichberger M, Uhrenbacher J, Edelhoff D, Stawarczyk B. Impact of surface treatment of different reinforced glass-ceramic anterior crowns on load bearing capacity. *Dent Mater J* 2015;34(5):595-604
- 130 Stawarczyk B, Ender A, Trottmann A, Özcan M, Fischer J, Hämmerle CH. Load-bearing capacity of CAD/CAM milled polymeric three-unit fixed dental prostheses: effect of aging regimens. *Clin Oral Investig* 2012;16(6):1669-77
- 131 Wimmer T, Erdelt KJ, Eichberger M, Roos M, Edelhoff D, Stawarczyk B. Influence of abutment model materials on the fracture loads of three-unit fixed dental prostheses. *Dent Mater J* 2014;33(6):717-24
- 132 Fischer H, Weber M, Eck M, Erdrich A, Marx R. Finite element and experimental analyses of polymer-based dental bridges reinforced by ceramic bars. *J Biomech* 2004;37(3):289-94.
- 133 Göncü Başaran E, Ayna E, Vallittu PK, Lassila LV. Load-bearing capacity of handmade and computer-aided design--computer-aided manufacturing-fabricated three-unit fixed dental prostheses of particulate filler composite. *Acta Odontol Scand* 2011;69(3):144-50
- 134 Keulemans F, Lassila LV, Garoushi S, Vallittu PK, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. The influence of framework design on the load-bearing capacity of laboratory-made inlay-retained fibre-reinforced composite fixed dental prostheses. *J Biomech* 2009; 11;42(7):844-9
- 135 Stawarczyk B, Beuer F, Ender A, Roos M, Edelhoff D, Wimmer T. Influence of cementation and cement type on the fracture load testing methodology of anterior crowns made of different materials. *Dent Mater J* 2013;30;32(6):888-95

- 136 Swain MV. Impact of oral fluids on dental ceramics: What is the clinical relevance? *Dent Mater* 2013 Sep 2
- 137 Tomozawa M, Fracture of glasses. *Annu Rev Mater Sci* 1996;26:43-74
- 138 Charles RJ, Hilling WB. Symposium on mechanical strength of glass and ways of improving it. Charleoi, Belgium: Union Sci; 1962:511-27
- 139 Baker TC, Preston FW. Fatigue of glass under static loads. *J Appl Phys* 1946;17:170-8
- 140 Johansson A, Kiliaridis S, Haraldson T, Omar R, Carlsson GE. Covariation of some factors associated with occlusal tooth wear in a selected high-wear sample. *Scand J Dent Res* 1993;101(6):398-406
- 141 Bogna Stawarczyk, "Langzeitstabilität von CAD/CAM-Kunststoffen", Dissertation zum Erwerb des Doktorgrades der Humanbiologie an der Medizinischen Fakultät der LMU zu München, 2013
- 142 Manhart J, Schmidt M, Chen HY, Kunzelmann KH, Hickel R. Marginal quality of tooth-colored restorations in class II cavities after artificial aging. *Oper Dent* 2001;26(4):357-66
- 143 Jacobi R, Shillingburg HT Jr, Duncanson MG Jr. A comparison of the abrasiveness of six ceramic surfaces and gold. *J Prosthet Dent*. 1991;66(3):303-9
- 144 Seghi RR, Rosenstiel SF, Bauer P. Abrasion of human enamel by different dental ceramics in vitro. *J Dent Res* 1991;70(3):221-5
- 145 Lambrechts P, Braem M, Vuylsteke-Wauters M, Vanherle G. Quantitative in vivo wear of human enamel. *J Dent Res* 1989;68(12):1752-4
- 146 Kim SK, Kim KN, Chang IT, Heo SJ. A study of the effects of chewing patterns on occlusal wear. *J Oral Rehabil* 2001;28(11):1048-55
- 147 Heintze SD, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V. Wear of ceramic and antagonist--a systematic evaluation of influencing factors in vitro. *Dent Mater* 2008;24(4):433-49
- 148 Gängler P, Hoffmann T, Willershausen B, Schwenzer N, Ehrenfeld M. *Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie*. 3. Unveränderte Auflage, Thieme Verlag, Stuttgart 2010
- 149 Preis V, Weiser F, Handel G, Rosentritt M. Wear performance of monolithic dental ceramics with different surface treatments. *Quintessence Int* 2013;44(5):393-405
- 150 Wassell RW, McCabe JF, Walls AW. Wear characteristics in a two-body wear test. *Dent Mater* 1994;10(4):269-74